

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto



Dispositivo Médico Baseado em Tecidos Inteligentes

Filipa Daniela Amaral da Costa

DISSERTAÇÃO

Dissertação realizada no âmbito do
Mestrado em Engenharia Biomédica

Orientador: José Machado da Silva

Co-orientador: Pedro de Jesus Mendes

1 de outubro de 2017

Resumo

Diversos estudos têm evidenciado que têxteis comuns instrumentados com diferentes tipos de sensores proporcionam excelentes interfaces para a observação de sinais biomédicos. De facto, tem-se verificado um aumento crescente do interesse pela aplicação de produtos têxteis inteligentes em dispositivos médicos em que aspectos como o conforto, a portabilidade, e a confiabilidade na monitorização de dados clínicos são postos em destaque.

Este trabalho tem como objetivo principal fazer uso de têxteis inteligentes para substituir a plataforma de pressão do sistema *PhysioSensing* - uma plataforma de deteção de pressões e uma aplicação computacional que promove um retorno visual da atividade de marcha e permanência em pé de pacientes, para efeitos de terapia e reabilitação física.

Após a aquisição e inclusão no sistema da plataforma baseada em tecidos inteligentes, realizou-se um estudo clínico para avaliar o seu desempenho e funcionalidade na prática clínica, onde se estudou a influência da pressão plantar na fase estática e dinâmica na neuropatia diabética e consequentemente no aparecimento de úlceras plantares. Indivíduos diabéticos, principalmente aqueles que desenvolvem neuropatia diabética, são suscetíveis de desenvolver úlceras plantares relacionadas ao aumento da pressão plantar na região anterior dos pés, decorrentes tanto da perda de sensibilidade quanto das deformidades nos pés, ambas associadas ao curso da doença.

Diferentes variáveis baropodométricas foram comparadas entre os dois grupos avaliados (Grupo Controlo e Grupo Diabético) e correlacionadas com fatores que podem interferir na distribuição da pressão plantar. Com base nos resultados obtidos, observou-se que a neuropatia diabética é responsável por uma série de alterações nos membros inferiores que contribuem de uma forma isolada ou conjunta para aumentar as pressões sob os pés predispondo-os a ulcerações plantares. Contudo, a amostra não foi suficiente para se estabelecerem conclusões do efeito da neuropatia diabética no aparecimento de úlceras plantares. No entanto, diversos fatores biomecânicos devem ser levados em consideração como fatores de risco para ulcerações além do pico de pressão, como por exemplo o tempo de duração das pressões, o integral da pressão e a área de contato. Os resultados obtidos não permitem tirar conclusões definitivas sobre a confiabilidade da plataforma baseada em tecidos inteligentes, visto o número de sensores presentes em cada uma estar numa proporção de sensivelmente 1:6 o que causa uma grande variabilidade dos dados obtidos, no entanto podem ser usados como prova de conceito e são motivadores para se desenvolver novo estudo usando uma nova versão que apresente maior resolução.

Abstract

Several studies have shown that common textiles instrumented with different types of sensors provide excellent interfaces for the observation of biomedical signals. In fact, there has been an increasing interest in the application of intelligent textile products in medical devices that value the comfort, portability, and reliability of in the monitoring of clinical data.

This work aims to make use of intelligent textiles to implement a pressure detection platform for the PhysioSensing system - a pressure detection platform and a computational application that promotes the visual feedback of walking and standing activity of patients, for therapy and physical rehabilitation purposes.

After the acquisition of a textile based platform and its integration in the PhysioSensing System, a clinical study was performed to evaluate its performance and functionality in clinical practice, where it was studied the influence of plantar pressure in the static and dynamic phase in diabetic neuropathy and consequently the appearance of plantar ulcers. Diabetic individuals, especially those who develop diabetic neuropathy, are susceptible to develop plantar ulcers related to increased plantar pressure in the anterior region of the feet, due to both loss of sensation and deformities in the feet, both associated to the course of the disease.

Different baropodometric variables were compared between the two evaluated groups (Control Group and Diabetic Group) and correlated with factors that may interfere with the distribution of the plantar pressure. Based on the obtained results, it was observed that diabetic neuropathy is responsible for a series of alterations in the lower limbs that contribute in an isolated or joint way to increase the pressures under the feet predisposing them to plantar ulcerations. However, the sample was not sufficient to establish final conclusions of the effect of diabetic neuropathy on the appearance of plantar ulcers. However, several biomechanical factors should be taken into account as risk factors for ulcerations beyond the peak of pressure, such as the duration of pressures, the pressure-integral, and the contact area. The results obtained do not allow to infer definitive conclusions between the platforms, since the number of sensors present in each one is in a proportion of approximately 1: 6 which causes a great variability of the obtained data. Nevertheless they can be used as a proof of concept and are an incentive to develop a new study using a new version that presents higher resolution.

Agradecimentos

Sem a participação, intervenção e colaboração de algumas pessoas, a realização deste trabalho não seria possível.

Assim, gostaria de agradecer, a todo a equipa da Sensing Future e ao meu orientador Professor José Machado da Silva, por todo o apoio fornecido, disponibilidade, paciência e incentivo demonstrados ao longo da realização deste trabalho. Aos professores da FEUP pela transmissão de conhecimento. Ao Dr. Vítor Ribeiro pelo tempo dispendido e pelo seu imenso contributo para esta dissertação. A todos os pacientes voluntários que se disponibilizaram para a realização deste trabalho.

E, em especial, agradeço também à minha família por estarem sempre ao meu lado, por me apoiarem ao longo de todas as etapas da minha vida, e acima de tudo, por respeitarem as minhas escolhas e tornarem em parte este projeto possível.

A todos que acreditaram neste trabalho e que, pacientemente, aguardaram pela sua conclusão, pois a sua realização só foi possível devido à cooperação de todas estas pessoas.

Índice

Resumo	i
Abstract	iii
Agradecimentos	v
Índice	vii
Lista de figuras	xi
Lista de tabelas	xv
Abreviaturas e Símbolos	xvii
Capítulo 1	1
Introdução	1
1.1 - Objetivo e motivação	2
1.2 - Estrutura	3
1.3 - Diagrama temporal das atividades realizadas	3
Capítulo 2	4
Marcha: Biomecânica e Patologias Associadas	4
2.1 - Biomecânica da marcha	5
2.1.1 - As fases do ciclo da marcha	5
2.1.2 - Análise biomecânica da marcha	6
2.1.3 - Parâmetros espaciais e temporais da marcha	7
2.2 - Divisão da superfície plantar em regiões anatómicas	9
2.3 - Arcos plantares	10
2.4 - Tipos de <i>footprint</i>	11
2.5 - Estabilidade Corporal	12
2.6 - Análise Numérica - Parâmetros relevantes para o estudo clínico da pressão plantar ...	13
2.7 - Deformidades e patologias plantares	16
2.7.1 - Deformidades plantares	16
2.7.2 - Patologias - Caso Particular da Diabetes <i>Mellitus</i>	18
2.7.2.1 - Prevalência da Diabetes <i>Mellitus</i>	18
2.7.2.2 - Neuropatia Diabética	19
2.7.2.3 - Pé Diabético	20
2.7.2.4 - Úlceras plantares	21
2.7.2.5 - Distribuição da pressão plantar durante a marcha em diabéticos neuropatas	23
2.7.3 - Outras patologias	23

Capítulo 3	25
Sistemas de Medição de Pressão Plantar.....	25
3.1 - Medição da pressão plantar e forças de reação ao solo	25
3.2 - Características importantes na escolha de um sistema de medição	26
3.2.1 - Sensores	26
3.3 - Plataformas de pressão plantar	29
3.4 - Palmilhas	30
3.5 - Plataforma de pressão plantar <i>versus</i> palmilhas	30
3.6 - Plataformas de pressão plantar existentes no mercado	31
3.6.1 - Variáveis de interesse no estudo clínico de pressões plantares.....	32
3.6.2 - Controlo dos fatores antropométricos e cinemáticos intervenientes na variação da pressão.....	32
3.6.3 - Apresentação dos resultados	32
3.6.4 - Exemplos de diferentes tipos de plataformas.....	33
3.6.5 - Comparação de diferentes tipos de plataformas	35
3.7 - Plataformas baseadas em tecidos inteligentes	36
Capítulo 4.....	37
Tecidos Inteligentes	37
4.1 - Breve história.....	37
4.2 - Definição	38
4.3 - Funções e componentes dos tecidos inteligentes	39
4.4 - Características dos tecidos inteligentes	41
4.5 - Aplicações dos tecidos inteligentes	42
4.6 - Requisitos para a construção de um tecido inteligente.....	43
4.6.1 - Tecido	44
4.6.2 - Fibras	44
4.7 - Sensores têxteis de pressão.....	45
4.8 - Barreiras/desafios	47
Capítulo 5	49
Metodologia Desenvolvida	49
5.1 - Plataforma à base de um tecido inteligente.....	49
5.1.2 - Critérios de seleção para a plataforma à base de tecidos inteligentes	50
5.2 - <i>Software</i> Desenvolvido	52
5.2.1 - Interface do <i>software PhysioSensing</i> compatível com o tecido inteligente	53
5.2.2 - <i>Software</i> para a realização do estudo clínico	58
5.3 - Estudo Clínico	59
5.3.1 - Amostra	60
5.3.2 - Metodologia	61
5.3.2.1 - Protocolo/Procedimento Experimental para a fase estática	61
5.3.1.4 - Protocolo/Procedimento Experimental para a fase dinâmica	63
5.3.3 - Análise Numérica	65
5.3.3.1 - Fase Estática.....	65
5.3.2.2 - Fase Dinâmica	66
5.6 - Análise Estatística dos dados	68
5.7 - Análise de Riscos e Medidas Corretivas/Alternativas.....	68
Capítulo 6	69

Apresentação e Análise de Resultados	69
6.1 - Apresentação de resultados.....	69
6.1.1 - Caracterização Geral dos Grupos Experimentais	69
6.1.2 - Resultados obtidos para os parâmetros avaliados na fase estática - Avaliação do Centro de Pressão (CoP)	73
6.1.3 - Resultados obtidos para os parâmetros avaliados na fase dinâmica - Avaliação da distribuição da pressão plantar na marcha.....	75
6.1.4 - Comparação dos desempenhos apresentados pelas plataformas PhysioSensing e a baseada em tecidos inteligentes	79
6.2. - Análise de Resultados	80
6.2.1 - Análise do Centro de Pressão (CoP)	81
6.2.2 - Deformidades Plantares	82
6.2.3 - Análise da distribuição plantar na marcha.....	82
6.2.4 - Comparação dos desempenhos apresentados pelas plataformas PhysioSensing e a baseada em tecidos inteligentes	84
Capítulo 7	87
Conclusão	87
Referências	91
Apêndice	97

Lista de figuras

Figura 1.1 - Diagrama temporal das atividades realiadas.	3
Figura 2.1 - Organograma do ciclo da marcha [Adpatado de 5].	6
Figura 2.2 - Padrões de pressão plantar durante a fase de apoio da marcha (LR - <i>Loading Response</i> , M ST - <i>Mid Stance</i> , T St - <i>Terminal stance</i> , P Sw - <i>Pre Swing</i>) [Adaptado de 213].	6
Figura 2.3 - Diferentes dispositivos de medição de pressão plantar (palmilha e plataforma de pressões, respetivamente) [16].	7
Figura 2.4 -Velocidade da marcha categorizada por sexo e idade [Adaptado de 15].	9
Figura 2.5 - Subdivisões da planta do pé utilizados na análise de medição da pressão plantar [22].	9
Figura 2.6 - Arco Transversal [Adaptado de 23].	10
Figura 2.7 - Arcos Longitudinais [Adaptado de 23].	10
Figura 2.8 - <i>Footprint</i> normal [24].	11
Figura 2.9 - <i>Footprint</i> pronada [24].	11
Figura 2.10 - <i>Footprint</i> supinada [24].	12
Figura 2.11 - Base de suporte e centro de gravidade [43].	13
Figura 2.12 - Curva típica do pico de pressão [Adaptado de 14].	14
Figura 2.13 - Exemplo de uma trajetória “normal” do CoP [35].	16
Figura 2.14 - a)Deformidades plantares: pé cavo, plano e normal. B)Tipo de alinhamento do pé. [40].	17
Figura 2.15 - Pé varo [42].	17
Figura 2.16 - Pé valgo [42].	18
Figura 2.17 - Prevalência da Diabetes em Portugal [1].	19
Figura 2.18 - Pé diabético com ulceração [Adaptado de 48].	20
Figura 2.19 - Úlceras neuropáticas em pacientes diabéticos [52].	21

Figura 2.20 - Mecanismo de aparecimento da úlcera [46].	22
Figura 2.21 - a) Úlcera neuropática ao nível da cabeça do quinto metatarso. b) Representação gráfica da distribuição das pressões plantares do paciente, demonstrando valores particularmente elevados no local da úlcera [45].	22
Figura 3.1 - Esquema simplificado de funcionamento de um sistema de medição [66].	26
Figura 3.2 - Esquema de funcionamento de um sensor capacitivo de pressão [Adpatado de 67].	27
Figura 3.3 - Constituição do sensor FSR [Adpatado de 67].	27
Figura 3.5 - Exemplo de um sensor de pressão resistivo [Adpatado de 68].	28
Figura 3.6 - Exemplo de uma plataforma de pressão - Plataforma de pressão <i>PhysioSensing</i> [4].	29
Figura 3.7 - Sistema de medição FDM SX [77], <i>FootScan</i> [78] e <i>Win-pod</i> [76].	33
Figura 4.1 - Visão geral dos tecidos inteligentes [Adaptado de 89].	39
Figura 4.2 - Principais componentes dos tecidos inteligentes [Adaptado de 94].	41
Figura 4.3 - Caracterização dos tecidos inteligentes [Adaptado de 92].	42
Figura 4.4 - <i>VitalJacket</i> [95].	43
Figura 4.5 - <i>NuMetrex™ Sports Bra</i> [96].	43
Figura 4.6 - Esquematização de uma fibra condutora [100].	45
Figura 4.7 - Sensor Têxtil de pressão [101].	45
Figura 4.8 - Esquema de um sensor têxtil de pressão. A) Vista superior de uma matriz 3x3, onde é possível identificar: 1- camada de fabrico, 2- superfície condutora, 3- superfície condutora inferior, 4- zona revestida com polímero condutor, 5- elemento sensorial e 6- conetor elétrico para medição. B) Visão transversal do sensor que ilustra a relação entre o tecido (1), as fibras condutoras (2 e 3) as fibras não condutoras (7 e 8) e a zona revestida com um polímero (4) que criam uma estrutura sensível à força aplicada (o conetor (6) não está representado nesta figura) [102].	46
Figura 5.1 - Amostra do <i>Pressure Sensor Tex</i> [101].	51
Figura 5.2 - Constituição do módulo eletrónico (Bateria LiPO recarregável de 1000 mAh e caixa de plástico, cabo micro USB, 2 conetores planos 28AWG 16 pinos, respetivamente) [101].	52
Figura 5.3 - Menu principal do <i>software</i> .	53
Figura 5.4 - a) Menu onde é possível ver quais os pacientes inxridos na base de dados com descrição do sexo, peso e qual o pé dominante. b) “Adicionar Utentes” - onde se pode inserir os dados relativos a cada utente.	54
Figura 5.5 - Menu “Gerir Sequências”.	55
Figura 5.6 - Interface de seleção de exercícios para criar uma sequência e configuração dos parâmetros de cada exercício.	55

Figura 5.7 - Menu “Sair” ..	56
Figura 5.8 - Menu onde é possível visualizar as diversas funcionalidades do software: equilíbrio e estabilidade, transferência de carga, distribuição de carga, mapa de pressão, jogo e sequências...	56
Figura 5.9 - Equilíbrio e estabilidade: exercícios de avaliação (Sagital, Ântero-posterior e Global) e treino.....	57
Figura 5.10 - Transferência e carga: exercícios de avaliação (Sagital e Ântero-posterior) e treino (<i>Pong</i> e <i>Fall</i>).....	57
Figura 5.11 - Mapa de pressão plantar capturado com a plataforma à base de tecidos inteligentes.....	58
Figura 5.12 - Interface do jogo BART.....	58
Figura 5.13 -. a) Menu inicial “Mapa de pressão”. Distribuição da pressão plantar com a plataforma PhysioSensing (b)) e com os tecidos inteligentes (c)).	59
Figura 5.14 - Fluxograma das etapas do protocolo experimental.....	63
Figura 5.15 - Fluxograma das etapas do protocolo experimental na fase dinâmica	64
Figura 5.16 - Ciclo da marcha, distinção entre a fase de apoio simples e a fase de apoio duplo (<i>double support</i>) [47]	66
Figura 5.17 - Divisões anatómicas da superfície plantar para análise da pressão plantar nas cinco áreas plantares: M1 - calcanhar; M2 - médio-pé; M3 - antepé lateral; M4 - antepé medial; M5 - hálux [54].	67
Figura 6.1 - Amostra: grupo controlo e grupo diabético	71
Figura 6.2 - Distribuição de sexo da amostra: grupo controlo e grupo diabético	72
Figura 6.3 - Regiões onde foram aplicado o teste do monofilamento de 10g para avaliação da sensibilidade plantar	73
Figura 6.4 - Deformidades apresentadas pelos indivíduos de cada grupo, grupo controlo (GC) e grupo diabético (GD), respetivamente da esquerda para a direita.....	74
Figura 6.5 - Patologias apresentadas pelos indivíduos de cada grupo, grupo controlo (GC) e grupo diabético (GD), respetivamente da esquerda para a direita.	75
Figura 6.6 -Valores obtidos para o deslocamento da oscilação total e para o desvio padrão do deslocamento para cada grupo controlo e plataforma utilizada.....	76
Figura 6.7 - Valores obtidos para a amplitude, coordenadas médias e valor eficaz para cada grupo controlo e plataforma utilizada. O gráfico da esquerda representa os valores obtidos para o “eixo x - médio lateral” e o da direita os valores obtidos para o “eixo y - ântero-posterior”.....	76
Figura 6.8 - Valores obtidos para a velocidade média para cada grupo controlo e plataforma utilizada	77
Figura 6.9 - Valores obtidos para a área da elipse para cada grupo controlo e plataforma utilizada	77

Figura 6.10 - Valores obtidos para a área de contato total e pico de pressão médio para ambos os grupos (controle e diabético) e para as duas plataformas utilizadas	78
Figura 6.11 - Valores obtidos para o tempo de contato em segundos.....	79
Figura 6.12 - Valores obtidos para a área de contato para ambos os grupos (controle e diabético) e para as duas plataformas utilizadas.	80
Figura 6.13 - Valores obtidos para o pico de pressão para ambos os grupos (controle e diabético) e para as duas plataformas utilizadas.	80
Figura 6.14 - Valores obtidos para a integral da pressão <i>versus</i> tempo para ambos os grupos (controle e diabético) e para as duas plataformas utilizadas.	81

Lista de tabelas

Tabela 2.1 - Análise Cinética e Cinemática [5, 17, 18, 19].....	7
Tabela 2.2 - Parâmetros espaciais da marcha [20]... ..	8
Tabela 2.3 - Condições para a realização de uma análise estática [28, 29].....	13
Tabela 2.4 - Outras patologias [60, 61].	24
Tabela 3.1- Diferentes tipos de sensores [70]	28
Tabela 3.2 - Vantagens e desvantagens referentes à utilização de plataformas de pressões e palmilhas [14, 19, 72, 73].....	31
Tabela 3.3 - Comparação das plataformas de pressões existentes no mercado [4, 76, 77, 78, 79, 80, 81].. ..	34
Tabela 4.1 - Evolução dos Tecidos Inteligentes [87].. ..	38
Tabela 5.1 - . Produtos selecionados após a análise de Mercado.....	50
Tabela 5.2 - . Descrição da fase estática e dinâmica da marcha [104].	60
Tabela 5.3 - . Descrição das duas plataformas utilizadas para recolha de dados na fase estática e dinâmica [4, 101].	60
Tabela 5.4 - Condições para a realização de uma análise estática.	62
Tabela 5.5 - Dados extraídos a partir do valor de CoP [35, 105, 106].....	65
Tabela 5.6 - Variáveis para análise da distribuição plantar na fase dinâmica [49, 50, 51, 52, 53].. ..	67
Tabela 5.7 - Riscos e medidas corretivas.. ..	69
Tabela 6.1 - Características antropométricas relativamente aos grupos: controlo (GC) e diabético (GD); e valores de p (Média \pm desvio-padrão ($m \pm dp$)).....	72
Tabela 6.2 - Tempo e tipo de diabetes e valores da última glicémia do grupo diabético (GD).. ..	72
Tabela 6.3 - Avaliação de aspetos clínicos.. ..	73
Tabela 6.4 - Teste do monofilamento de 10 g de <i>Semmes-Weinstein</i>	73

Tabela 6.5 - Valores registrados para a avaliação dos parâmetros do CoP na fase estática da marcha (Média \pm desvio-padrão ($m \pm dp$)).....	75
Tabela 6.6 - Valores registrados para as variáveis analisadas durante a fase dinâmica (Média \pm desvio-padrão ($m \pm dp$)).....	78
Tabela 6.7 - Valores registrados para as variáveis analisadas durante a fase dinâmica tendo em conta as divisões anatómicas efetuadas (Média \pm desvio-padrão ($m \pm dp$)).....	79
Tabela 6.8 - ICC para as variáveis analisadas na fase estática..	81
Tabela 6.9 - ICC para as variáveis analisadas na fase dinâmica..	82
Tabela 6.10 - ICC para as variáveis analisadas na fase dinâmica por região anatómica...	82

Abreviaturas e Símbolos

Lista de abreviaturas

AP	Direção Antero-Posterior
BFSC	<i>Basic foot screening checklist</i>
CG	Centro de Gravidade
CM	Centro de Massa
CoP	Centro de Pressão
DM	Diabetes <i>Mellitus</i>
FSR	<i>Force Sensing Resistor</i>
GC	Grupo Controlo
GD	Grupo Diabético
GPC	Gerador de Padrão Central
ICC	<i>Interclass correlation</i>
META	Metatarso
ML	Direção Médio-Lateral
MNSI	<i>Michigan Neuropathy Screening Instrument</i>
NASA	<i>National Aeronautics and Space Administration</i>
NP	Neuropatia Diabética
OMS	Organização Mundial de Saúde
PES	Polietersulfona
PET	Polietilenotereftalato
PP	Polipropeno
PPC	Curva do Pico de Pressão
PPS	<i>Pressure Profile System</i>
RAM	<i>Random Access Memory</i>
SBS	<i>Poly(styrene-block-butadienstyrene)</i>
SDK	<i>Software development kit</i>
SWOT	<i>Strengths, Weaknesses, Opportunities and Threats</i>
USB	<i>Universal Serial Bus</i>
VGRF	Componente Vertical da força de reação do solo

Capítulo 1

Introdução

A Diabetes *Mellitus* (DM) é encarada como um dos problemas de saúde pública de elevada magnitude em Portugal, sendo previsível que neste século seja uma das principais causas de morbilidade e incapacidade. Apresenta também implicações emocionais, de produtividade e económico-financeiras importantíssimas não só para os doentes, mas para todo o seu ambiente envolvente [1]. Esta patologia afeta todo o organismo, caracterizando-se pela elevada concentração de glucose no sangue, por um longo período de tempo. Como consequência, aumenta o risco de complicações crónicas associadas com a diabetes, incluindo a neuropatia diabética. Estas complicações poderão ser evitadas se o indivíduo controlar de forma adequada a sua diabetes.

Sendo o pé uma das estruturas ergonomicamente mais eficientes do corpo e que pode sustentar as enormes pressões geradas pelas diversas atividades, é importante determinar os níveis de pressão, pois níveis anormais de pressão podem causar uma série de complicações plantares [2]. Indivíduos diabéticos, principalmente aqueles que desenvolvem neuropatia diabética, são suscetíveis de desenvolverem úlceras plantares devido ao aumento da pressão na região plantar, decorrentes tanto da perda de sensibilidade quanto das deformidades nos pés, ambas associadas ao curso da doença [3]. Exames regulares podem ajudar a evitar complicações, por meio da deteção precoce e aplicação de tratamentos eficazes. Um desses exames consiste na avaliação da pressão plantar do pé diabético através da análise podobarométrica.

A podobarometria consiste na análise da pressão plantar em fases estática ou dinâmica. A pressão é uma força vertical distribuída pela área de contato (quanto maior a área, menor a pressão e vice-versa). Os excessos de cargas repetitivas sobre a região plantar deformam os tecidos moles, aumentando a probabilidade do aparecimento de úlceras plantares. Para a análise da pressão plantar, atualmente, recorre-se à utilização dispositivos de medição da pressão plantar, nomeadamente as plataformas de pressão. Os utilizadores destas plataformas procuram cada vez mais soluções simples, leves, e de fácil transporte de modo a facilitar a sua utilização no dia-a-dia.

O sistema *PhysioSensing* é composto, atualmente, por uma plataforma de pressões (que permite avaliar e fornecer dados clínicos sobre as patologias relacionadas com a postura, equilíbrio e transferência de cargas, e também distúrbios presentes na marcha) e uma aplicação computacional que promove um retorno visual da atividade realizada para utentes e profissionais de saúde [4]. Com o avanço da tecnologia, e desta facilitar cada vez mais o quotidiano, verificou-se que a utilização deste tipo de plataformas tem a desvantagem de ser de difícil transporte e manuseio devido às suas

dimensões e peso. Daí a necessidade de conceber uma plataforma que seja maleável, dobrável, portátil e de baixo peso, de modo a facilitar o seu uso e o seu transporte, que são as características de um tecido inteligente.

Com o avanço da tecnologia, os tecidos inteligentes têm surgido como uma grande tendência em expansão. Projetou-se, para o desenvolvimento deste projeto, a aquisição de uma nova plataforma de medição da pressão plantar em que as zonas sensíveis à pressão, atualmente baseadas numa plataforma rígida, fosse substituída por um tecido inteligente capaz medir as pressões aplicadas na sua superfície. O mercado dos dispositivos médicos encara a utilização de tecidos inteligentes como uma solução com potencial para ditar tendências futuras, onde estes valorizam o conforto, a mobilidade dos dispositivos de monitorização de saúde, e a sua fiabilidade.

Ainda no âmbito desta dissertação elaborou-se um estudo com o objetivo de aplicar e avaliar as funcionalidades da plataforma baseada num tecido inteligente em determinadas situações clínicas, nomeadamente a nível do pé diabético. Através deste estudo analisou-se a influência da neuropatia diabética na alteração da distribuição da pressão plantar, nomeadamente no aparecimento de úlceras plantares.

1.1 - Objetivo

Esta dissertação teve como foco 2 objetivos principais, sendo eles:

- Aquisição de uma plataforma de medição de pressão plantar em que as zonas sensíveis à pressão sejam constituídas por um tecido inteligente de pressão. Deve possuir como principais características ser maleável e portátil, de modo a facilitar o seu transporte e uso por parte do utilizador.
- Para acrescentar valor e fazer uma ponte com a medicina, desenvolveu-se um estudo com o objetivo de comparar as pressões plantares num pé diabético com as de um indivíduo saudável, de modo a estudar-se a influência da neuropatia diabética no aparecimento de úlceras plantares. Avaliou-se também a influência da neuropatia diabética no equilíbrio de indivíduos neuropatas. Pretendeu-se, ainda, analisar e esclarecer determinadas questões acerca da plataforma à base de tecidos inteligentes, como por exemplo a resolução da mesma, e ver quais os dados/parâmetros com relevância clínica que poderão ser extraídos, assim como compará-los com os dados obtidos com a plataforma de referência, o *PhysioSensing*. Para tal, desenvolveu-se um *software* comum a ambas as plataformas, para posterior realização de um estudo clínico.

Relativamente aos objetivos específicos, estes foram:

- Selecionar e implementar a nova plataforma baseada em tecido inteligente;
- Investigar e relacionar a neuropatia diabética com o equilíbrio estático e o aparecimento das deformidades plantares;
- Comparar os padrões dinâmicos da distribuição da pressão plantar em diabéticos neuropatas;
- Determinar qual(ais) a(s) variável(eis) de pressão plantar que melhor identificou(aram) e diferenciou(aram) os grupos experimentais.

1.2 - Estrutura

Este trabalho é constituído por 7 Capítulos. Inicialmente, no Capítulo 1 apresenta-se uma introdução ao tema e qual a metodologia utilizada para a realização deste trabalho. No Capítulo 2 apresenta-se um resumo de aspetos relativos à análise da marcha, descrevendo o ciclo da marcha e apresentando algumas patologias e deformidades que afetam a pressão plantar. No Capítulo 3 apresentam-se e descrevem-se os sistemas de medição de pressão plantar disponíveis atualmente no mercado, onde se pode encontrar também a apresentação do dispositivo médico *PhysioSensing*. No Capítulo 4 desenvolve-se o tema central deste trabalho, a aquisição de uma plataforma de pressões baseada em tecidos inteligentes, onde se faz uma revisão sobre a tecnologia dos “Tecidos Inteligentes”. No Capítulo 5 apresenta-se a plataforma de tecidos inteligentes já adquirida, quais os parâmetros mais relevantes a extrair da análise da pressão plantar e quais os resultados obtidos para o estudo clínico elaborado. No Capítulo 6, analisam-se e discutem-se os resultados obtidos e ainda elabora-se uma comparação entre as duas plataformas utilizadas. Por fim, no Capítulo 7 procede-se uma reflexão crítica de todo o projeto e quais as conclusões retiradas, referindo aquilo que se poderá melhorar para um trabalho futuro.

1.3 - Diagrama temporal das atividades realizadas

Na figura abaixo apresentada é possível observar o diagrama das atividades realizadas ao longo do processo de desenvolvimento desta dissertação.

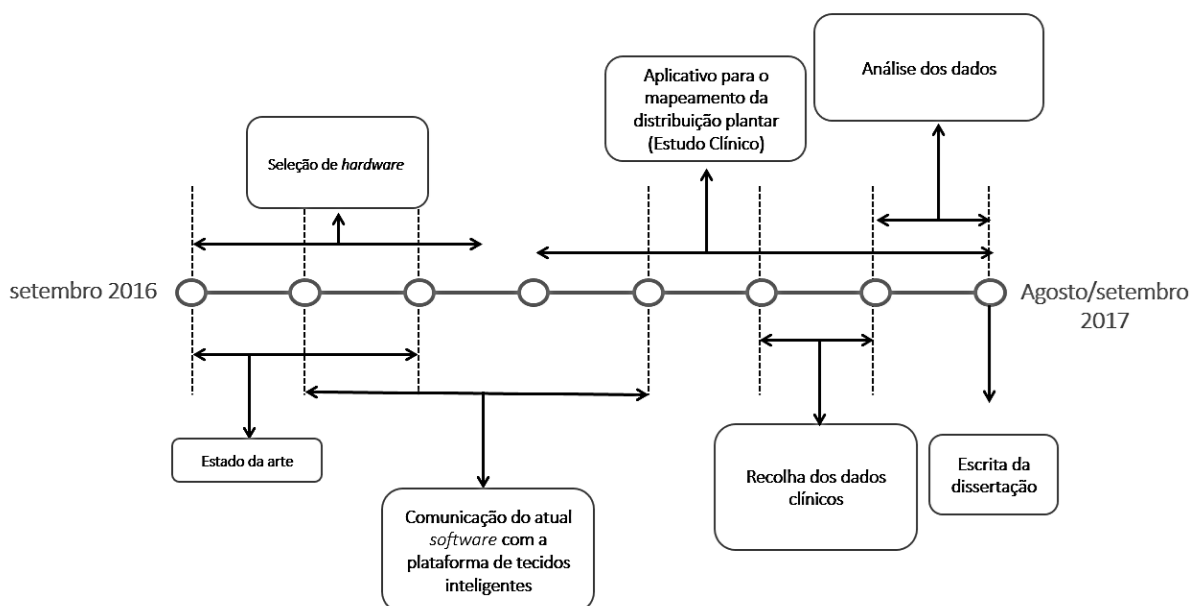


Figura 1.1 - Diagrama temporal das atividades realizadas.

Capítulo 2

Marcha: Biomecânica e Patologias Associadas

Atualmente, análises biomecânicas do movimento humano são importantes para melhorar a qualidade de vida da população, bem como para detectar e corrigir precocemente erros de postura e movimentos corporais. Idealmente, toda a população deveria realizar uma análise biomecânica do movimento, independentemente da sua condição, pois até as pessoas consideradas saudáveis podem possuir desvios na sua postura e/ou marcha, que quando detetadas precocemente, podem ser corrigidas atempadamente diminuindo ou anulando mesmo eventuais consequências futuras [5].

O pé humano é considerado uma estrutura biomecânica com uma elevada complexidade, constituída por diversos componentes que interagem entre si (nomeadamente os ossos, a cartilagem, os tendões, os ligamentos, os músculos, os nervos e os vasos sanguíneos) [6], e a única, em geral, que contata com a superfície externa, o solo. Graças às suas características, proporciona ao corpo humano uma base estável que confere, de forma eficiente, não só o suporte e equilíbrio numa fase de apoio, mas também uma estabilidade adequada durante o processo da marcha. Durante a locomoção normal, o pé sustenta o corpo durante o contato com o solo, transmite forças entre o solo e a perna, adapta-se a superfícies irregulares, mantém o corpo em equilíbrio, e serve como um sistema de *feedback* sensorial [7].

Contudo, o pé humano ao estabelecer uma interação permanente com o meio externo está constantemente predisposto à atuação de diferentes forças interativas [6], e a sua funcionalidade fica por vezes de tal forma comprometida que desencadeia alterações na forma como a pressão é distribuída na superfície plantar. Estas alterações na distribuição da pressão plantar são por vezes elevadas levando ao aparecimento gradual de diversas patologias e deformidades plantares [8]. Contudo, nem sempre as áreas de maior pressão correspondem às áreas onde o paciente sente a dor mais forte, pois o próprio paciente pode modificar o seu padrão normal da marcha em função de determinada patologia/deformidade [9].

Os fatores que influenciam a marcha e a distribuição da pressão plantar são, ainda, parcialmente compreendidos. Assim, na tentativa de encontrar soluções, o estudo da distribuição plantar tornou-se alvo de constantes investigações nas mais diversas áreas.

2.1- Biomecânica da marcha

Apesar do objetivo primário da marcha ser a translação do corpo de um ponto para outro através de bipedismo, a sua análise requer a aquisição de uma elevada quantidade de dados com o objetivo de analisar um ciclo completo de eventos, sendo um fenómeno extraordinariamente complexo. A marcha normal é rítmica e é caracterizada pela alternância entre movimentos propulsivos e de retropulsão das extremidades inferiores [10]. Estes movimentos cíclicos são controlados por um Gerador de Padrão Central (GPC), localizado maioritariamente na medula espinhal. O GPC gera padrões complexos de atividade muscular e regula as relações entre diferentes grupos musculares durante a marcha.

Durante a marcha o pé tem duas funções essenciais - a passiva e a ativa. A função passiva proporciona uma primeira fase de amortecimento, e a ativa transfer as forças internas produzidas pelos músculos para o solo. Esta informação oferece ao clínico um meio de investigar alterações da estrutura do pé ao longo do tempo ou os efeitos de uma intervenção terapêutica [11]. Por exemplo, permite avaliar o efeito das mudanças estruturais que podem ocorrer devido a patologias como diabetes e úlceras.

2.1.1 - As fases do ciclo da marcha

O ciclo da marcha define-se pelo intervalo de tempo ou sequência de movimentos que ocorrem entre dois contatos consecutivos do mesmo pé com o solo. As fases do ciclo da marcha incluem as atividades que ocorrem desde o ponto de contato inicial de uma extremidade e o ponto em que a mesma extremidade contata novamente o solo. Durante cada ciclo, cada extremidade passa por duas fases, uma fase de apoio e uma fase oscilante ou de balanço [12].

A fase de apoio (que corresponde a cerca de 60% do ciclo da marcha), também chamada fase de suporte ou de contato, inicia-se com o contato inicial e prolonga-se até à elevação do antepé do solo.

Esta fase subdivide-se em:

- Fase de absorção do choque
- Fase média de apoio
- Fase final de apoio
- Fase de pré-balanço

A fase de balanço (que corresponde a cerca de 40% do ciclo da marcha) inicia-se com a “descolagem” do antepé e prolonga-se até ao início de um novo ciclo onde ocorrerá um novo contato inicial. Esta ação subdivide-se em:

- Fase de balanço inicial
- Fase média de balanço
- Fase final de balanço

Na Figura 2.1 pode-se observar o processo detalhado de um ciclo de marcha com a representação das várias fases e os vários momentos referidos acima durante o seu desenvolvimento [5].

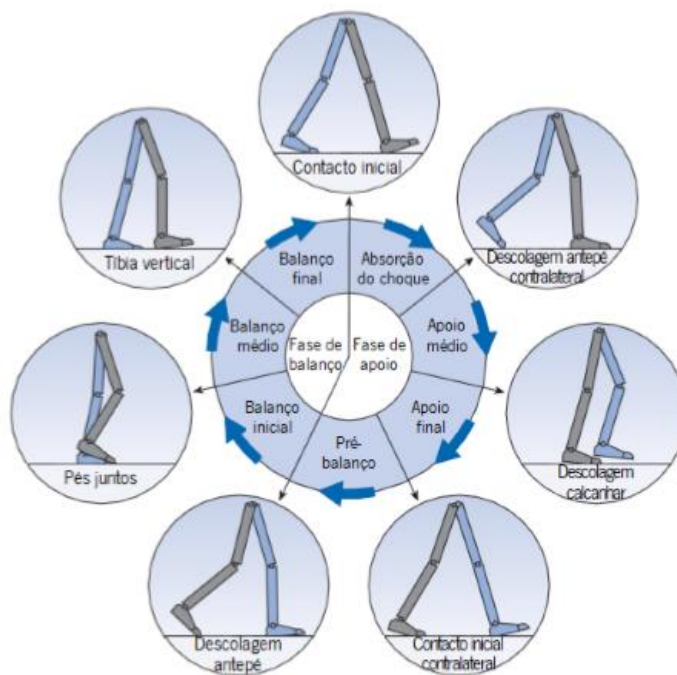


Figura 2.1 - Organograma do ciclo da marcha [adaptado de 5].

O ciclo da marcha é frequentemente definido como o período de contato do calcanhar de uma perna até ao próximo contato do calcanhar da mesma perna. Cada subfase da fase de apoio tem um padrão de pressão do pé único como ilustrado na Figura 2.2, com ocorrências de força máxima no calcanhar, cabeça do metatarso primeiro (Meta 1), quinta cabeça do metatarso (Meta 5) e do hálux, especificado na área sombreada. Por exemplo, durante a *loading response* (LR), o calcanhar sofre pressão máxima, enquanto Meta 1, Meta 5 e hálux não sentem pressão [13].

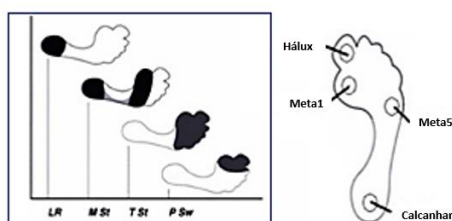


Figura 2.2 - Padrões de pressão plantar durante a fase de apoio da marcha (LR - *Loading Response*, M St - *Mid Stance*, T St - *Terminal Stance*, P Sw - *Pre Swing*) [13]

2.1.2 - Análise biomecânica da marcha

Muitos sistemas foram desenvolvidos para monitorizar a posição e o movimento de pessoas com o objetivo de ser aplicado em várias áreas, como por exemplo em investigações no âmbito académico e em clínicas médicas. Estas tecnologias têm sido melhoradas ao longo do tempo devido aos avanços no *hardware* e algoritmos [14].

Através de exame baropodométricos (exame computadorizado que mede e quantifica as pressões nas diversas partes da superfície do pé durante o apoio) obtemos a análise detalhada do pé, membro inferior, tronco, membro superior e cabeça na fase estática (o paciente encontra-se parado em

posição ortostática) ou dinâmica (o paciente encontra-se em movimento, acaminhar ou a correr) observando assim os pontos de maior pressão exercida, permitindo efetuar um diagnóstico personalizado [15].

Medições da pressão plantar, isto é, a distribuição da força sobre a planta do pé, são úteis uma vez que fornece informações detalhadas e específicas para cada região de contato. Para o efeito podem ser usados diferentes tipos de sensores (por exemplo, piezoelétricos, resistivos, capacitivos) e diferentes tipos de dispositivos (por exemplo, plataformas de forças e de pressões, palmilhas) (Figura 2.3) [11]. Regularmente, na análise da pressão plantar o profissional de saúde necessita de analisar primeiramente a informação existente em cada medição e só depois fundir toda a informação para retirar conclusões dos dados recolhidos, o que faz com que a análise seja um processo usualmente bastante demorado.



Figura 2.3 - Diferentes dispositivos de medição de pressão plantar (palmilha e plataforma de pressões, respetivamente) [16].

A análise da marcha constitui a quantificação de padrões de movimento e forças durante o exercício da marcha, o que constitui, respetivamente, a cinética e a cinemática. O processo atual para realizar esta análise envolve medições (cinéticas e cinemáticas), armazenamento, recuperação, processamento, análise e apresentação. Estas medições permitirão a definição de padrões normais e várias variáveis chave que são atualmente vistas como características da marcha (Tabela 2.1) [11, 17].

Tabela 2.1 - Análise Cinética e Cinemática [5, 17, 18, 19].

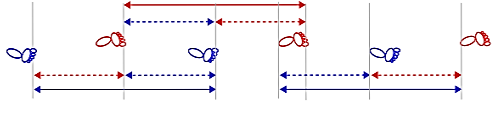
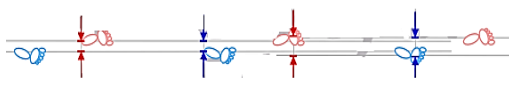
Cinética	A cinética descreve os mecanismos que causam o movimento, ou seja, as forças de reação do solo. Estas forças têm relação com as tensões mecânicas (internas e externas). Em termos externos existem as forças de reação ao solo, gravidade e inércia. As forças musculares individuais constituem em grande parte as forças internas. As forças que atuam entre o pé e o solo são medidas, geralmente, por um dispositivo instrumentado colocado no solo conhecida como uma plataforma de força.
Cinemática	Estudo da estrutura harmónica do padrão de movimento do qual importa obter informações de tempo, espaço, velocidade e aceleração. A medição do movimento pode ser usada para avaliar a <i>performance</i> funcional dos membros inferiores em condições normais e anormais.

2.1.3 - Parâmetros espaciais e temporais da marcha

Uma passada é a sequência de eventos que se realiza entre contatos sucessivos do calcanhar do mesmo pé. Em comparação, o passo é a sequência de eventos que ocorre nos contatos sucessivos do calcanhar do pé oposto, por exemplo, entre o contato do calcanhar direito e esquerdo. Um ciclo da marcha, portanto, tem dois passos: um passo à direita e outro passo à esquerda [5].

Os parâmetros espaciais envolvidos na marcha incluem o comprimento da passada, o comprimento do passo e a largura do passo (Tabela 2.2).

Tabela 2.2 - Parâmetros espaciais da marcha [20].

Comprimento do passo	Distância entre sucessivos contatos do calcanhar dos dois pés. A comparação do comprimento do passo da direita com o do passo à esquerda pode contribuir para avaliar a simetria da marcha entre os membros inferiores.	 <p>Comprimento do passo (tracejado) e passada (contínuo).</p>
Comprimento da passada	Distância entre dois contatos consecutivos do calcanhar do mesmo pé.	
Largura do Passo	Distância lateral entre os centros do calcanhar de dois contatos consecutivos do pé e é, em média, cerca de 8 a 10 cm. a largura do passo dependerá do ponto do pé utilizado como base de medição.	 <p>As larguras do passo esquerdo e direito são idênticas (independentemente de quão assimétrico seja o padrão da marcha), mas o tamanho da largura pode variar se o calcanhar (pé esquerdo) ou o meio do pé ou a parte dianteira (pé direito) for o ponto do pé usado como a base para a medição.</p>

Os parâmetros temporais da marcha são a cadência (número de passos por minuto), o tempo da passada (tempo para um ciclo completo da marcha) e o tempo do passo (o tempo para a realização de um passo direito ou um passo esquerdo). Note-se que com a marcha simétrica, o tempo do passo pode ser derivado da cadência, ou seja, o tempo do passo é o inverso da cadência [20].

A velocidade da marcha combina medições tanto espaciais como temporais ao fornecer informações sobre a distância percorrida em determinado período de tempo. A velocidade da marcha varia consideravelmente entre os indivíduos, com base em fatores como a idade e características físicas (como, a altura e o peso). Para adultos saudáveis, um ciclo da marcha leva pouco mais de um segundo e abrange cerca de 1,44 m, o que resulta numa velocidade de marcha de 1,37 m/s [21]. Geralmente as mulheres apresentam uma velocidade mais lenta, menor comprimento do passo e cadência mais rápida que os homens. Essas diferenças são provavelmente, em parte, reflexo das disparidades antropométricas entre os sexos. Esta orientação geral pode ajudar na observação dos pacientes, desde que adequadamente considerados padrões associados à idade (Figura 2.4) [15].

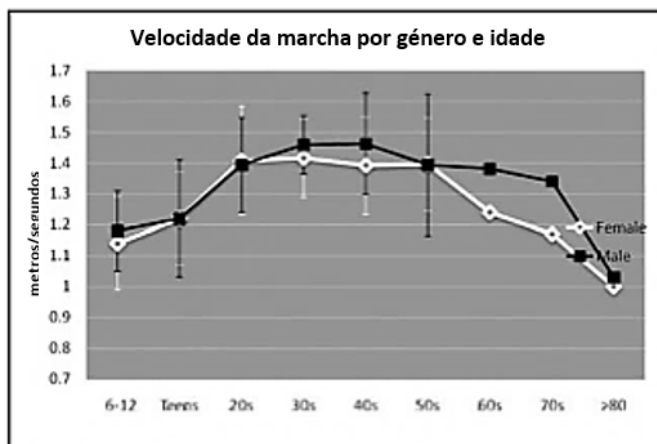


Figura 2.4 - Velocidade da marcha categorizada por sexo e idade [Adaptado de 15].

O padrão de forças de reação ao solo altera-se com a velocidade. Existe uma mudança de parâmetros da marcha em função da velocidade, como o comprimento do passo, diminuição/aumento da duração do ciclo da marcha, e a duração da fase de apoio com o aumento da velocidade.

2.2. - Divisão da superfície plantar em regiões anatómicas

Clinicamente é mais relevante examinar pressões sob áreas específicas dos pés do que a pressão no pé como um todo. De acordo com *Stebbins et al.* [21], as subdivisões dos pés devem ser pequenas o suficiente para não haver confusão com a função de uma área vizinha, mas devem ser adequadamente grandes para incluir todas as informações úteis a respeito daquela área particular. Idealmente, as divisões devem corresponder à função e anatomia dos pés e devem, portanto, ter em conta os locais das articulações dos pés.

Não existe nenhuma norma geral para a subdivisão da planta do pé em áreas de interesse. Portanto, a decisão deve depender dos objetivos do estudo. Os procedimentos para esta subdivisão têm sido, até agora, definidos com base em decisões individuais e podem ser ligeiramente subjetivas. No entanto, geralmente a planta do pé é dividida em 10 regiões (Figura 2.5): calcânhar (M1), médiopé (M2), primeira (M3), segunda (M4), terceira (M5), quarta (M6) e quinta (M7) cabeça dos metatarsos, *hálux* (M8), segundo dedo do pé (M9) e terceiro a quinto dedos do pé (em conjunto) (M10) [8].

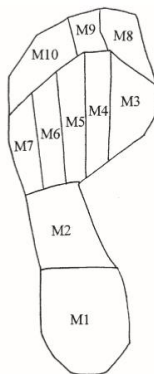


Figura 2.5 - Subdivisões da planta do pé utilizados na análise de medição da pressão plantar [22].

2.3. - Arcos plantares

A superfície plantar possui a capacidade de se adaptar às diferentes superfícies de apoio com que estabelece contato e, adotar uma conformação que mantenha a sua integridade e o impeça de entrar em colapso sob a ação acrescida do peso corporal [6]. Os ossos do pé formam arcos plantares longitudinais e transversais que fornecem a sustentação e distribuição do peso corporal. Os arcos têm ainda a função de absorver e distribuir as forças do corpo, durante o apoio ou a movimentação, sob diferentes superfícies [23].

Os arcos transversais (Figura 2.6) formam uma curva convexa na direção do dorso quando se olha para a superfície plantar do pé. Estas estruturas tendem a alterar a sua conformação, achatando-se segundo vários graus durante a sustentação do peso [6].



Figura 2.6- Arco transversal [Adaptado de 23].

Por sua vez, os arcos longitudinais (Figura 2.7) são formados entre a terminação posterior do calcâneo e as cabeças dos metatarsos. Os seus comprimentos variam, sendo que o arco longitudinal do lado medial é maior do que o do lado lateral. Os arcos longitudinais mediais elevados estão usualmente associados a lesões laterais ósseas do pé, tornozelo e dor no joelho, enquanto os arcos longitudinais mediais baixos encontram-se associados a lesões dos tecidos moles, tais como tendinite patelar e fascite plantar.

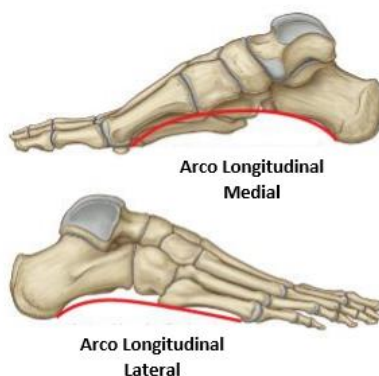


Figura 2.7- Arcos longitudinais [Adaptado de 23].

Apesar das diferentes solicitações a que vão sendo submetidos, os arcos plantares conseguem adaptar-se e manter a sua integridade. Tal facto é possível devido a quatro fatores principais: a

arquitetura dos ossos tarsais; a orientação das articulações e dos ligamentos; as forças produzidas pelas contrações musculares; a estrutura dos ligamentos plantares. Modificações nestas estruturas podem levar ao aparecimento de deformidades plantares, como por exemplo o pé plano e o pé cavo [23].

2.4. - Tipos de *footprint*

Os tipos de *footprint* produzidos pelo pé humano dependem da forma como o pé exerce a pressão sobre o solo e do tipo de arco plantar associado. Assim o pé pode produzir três tipos de *footprint*: normal, supinada e a pronada [24].

- ***Footprint normal***, consiste numa pegada característica de pés com arco de tamanho normal (Figura 2.8). A sua forma apresenta uma conexão, cujo tamanho é aproximadamente um terço ou metade do antepé, ao nível medial entre a parte posterior e anterior do pé [24, 25].



Figura 2.8- *Footprint* normal [24].

- ***Footprint pronada***, uma pegada produzida por um pé cujo arco devido às suas dimensões reduzidas causa a pronação do pé ao tocar o solo (Figura 2.9). Tem como principal característica o facto da conexão entre a parte posterior e anterior do pé ser bastante larga, sendo por vezes do tamanho da largura do antepé [24, 25].



Figura 2.9- *Footprint* pronada [24].

- ***Footprint supinada***, é uma pegada inversa à pegada pronada e é característica de pés cuja planta dos mesmos está voltada para dentro (Figura 2.10). Quanto maior é o grau de supinação mais estreita é a conexão existente entre a zona anterior e posterior do pé. Em casos extremos a conexão deixa mesmo de existir [24, 25].



Figura 2.10- Footprint supinada [24].

É de salientar que o ser humano para executar a passada tem que fazer com que os seus pés entrem em contato com o solo. Sempre que realiza esta ação o pé quase nunca tem a mesma abordagem, uma vez que variáveis como o tipo calçado, sujidade no pavimento, inclinação do piso, lesões e até questões técnicas impedem que o faça sempre da mesma forma, tendo com isto algumas consequências.

2.5 Estabilidade Corporal

Mecanicamente as condições de equilíbrio do corpo dependem das forças e momentos de força aplicados sobre ele. Um corpo está em equilíbrio mecânico quando o somatório de todas as forças (F) e momentos de força (M) que agem sobre ele é igual a zero ($\sum F = 0$ e $\sum M = 0$). As forças que agem sobre o corpo podem ser classificadas em forças externas e forças internas [26].

O equilíbrio pode definir-se como a habilidade em manter o centro de massa do corpo na base de sustentação, deslocando o peso do corpo, rápida e precisamente, em diferentes direções a partir o seu centro; locomover-se com segurança e velocidade e de maneira coordenada, ajustando continuamente as perturbações externas [27].

Podem-se distinguir dois tipos de equilíbrio, o estático e o dinâmico. Assim, equilíbrio estático refere-se às situações em que a base de suporte é fixa e o centro de massa corporal se movimenta em torno dela. Após uma solicitação exterior, o corpo procura um reajuste contínuo da posição de equilíbrio. Por sua vez, o equilíbrio dinâmico refere-se à manutenção do centro de gravidade numa base de suporte em movimento, caracterizando-se pelo movimento constante do corpo e de recuperação do centro de gravidade. Durante a marcha, o centro de gravidade é deslocado e os sucessivos passos são a tentativa constante de recuperação de equilíbrio. Ambos os tipos de equilíbrio estão estreitamente relacionados, complementando-se.

A maneira mais comum de se estudar o controlo postural é avaliar o comportamento (principalmente a oscilação) do corpo durante a posição ortostática. O Centro de Pressão (CoP) é o ponto de aplicação da resultante das forças verticais, e a variável comumente analisada em questões do equilíbrio estático. Caso o corpo esteja em desequilíbrio, significa que a projecção do centro de gravidade (Figura 2.11) não incide na área delimitada pelos pontos de apoio (base de sustentação ou de suporte).

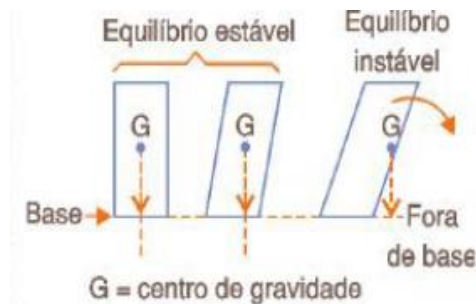


Figura 2.11 - Base de suporte e centro de gravidade.

A posição do centro de pressão é uma medição de deslocamento e é dependente do centro de gravidade (Tabela 2.3), mas o centro de pressão expressa a localização do vetor resultante da força de reação do solo numa plataforma.

Tabela 2.3- Centro de Massa, Centro de Gravidade e Centro de Pressão [28, 29].

Centro de Massa (CM)	Ponto situado no centro de massa corporal total.
Centro de Gravidade (CG)	Projeção do CM na direção vertical. É comum usar os termos CM e CG como sinónimos.
Centro de pressão (CoP)	É o ponto de aplicação da força de reação do solo em resposta às forças geradas pelo contato de um corpo com uma superfície. Move-se continuamente em redor do CM para mantê-lo dentro da base de sustentação.

Muitos estudos mostram que a variabilidade da amplitude do CoP sobre a base de apoio tem sido a principal ferramenta biomecânica para o entendimento do equilíbrio postural.

2.6. Análise Numérica - parâmetros relevantes para o estudo clínico da pressão plantar

A tarefa básica de análise clínica da marcha é a descrição dos padrões da marcha “normal”, a fim de estabelecer uma base para comparações futuras. Esta tarefa, no entanto, é bastante complexa devido ao facto da grande variedade que pode ser encontrada numa população normal, livre de sintomas. É, portanto, difícil de traçar a linha que distingue entre o normal e o anormal. O valor destes parâmetros é dependente dos objetivos específicos do projeto de investigação [15].

Segundo Orlin et al. os parâmetros que apresentam um maior interesse para estudo clínico são [19]:

- **Área de contato (CA, m²)** - determinada pela soma da área de todos os sensores ativos dentro de uma dada região, tem sido igualmente reconhecida como um parâmetro útil na análise da distribuição da pressão plantar [30].
- **Picos de pressão (PP, Pascal (Pa))** - o pico de pressão (PP) é um dos parâmetros cujo estudo é cada vez mais recorrente, e é definido como sendo o maior valor de pressão detetado ao longo de uma medição [31] sendo:

$$PP = \text{Max} (P_1 \dots P_n)$$

Onde:

- P1 - Pressão medida no primeiro sensor;
- Pn - Pressão medida no último sensor.

Devido ao seu comportamento peculiar, este parâmetro permite retirar conclusões cruciais para a prevenção, diagnóstico e tratamento de diversas patologias e deformidades plantares. A distribuição da pressão plantar num pé adulto varia de região para região, sendo que os valores de pressão na zona do médiopé são tipicamente menores do que aqueles registados no calcanhar e na zona dos metatarsos. Num pé adulto o valor do pico de pressão no calcanhar e nas regiões dos metatarsos encontra-se geralmente entre 350 e 400 kPa, enquanto que na região do médiopé se encontra usualmente entre 57 e 73 kPa [31].

Quando numa dada região plantar é ultrapassado o limiar de pressão, pode ocorrer uma oclusão das entidades locais fornecedoras de sangue e desencadear-se consequentemente uma perda dos tecidos por ulceração [14]. Os elevados valores de pico de pressão, ao estarem usualmente associados a lesões teciduais, fazem com que estes necessitem de ser controlados, no sentido de prevenir o aparecimento ou possibilitar a cura das úlceras plantares [31].

- **Curva do pico de pressão (PPC)** - A curva do pico de pressão (PPC) é usualmente designada como sendo um parâmetro de medição na análise da pressão plantar. A curva do pico de pressão dispõe, usualmente sob a forma de gráfico cartesiano, as pressões máximas registadas ao longo do período de medição. No gráfico cartesiano o eixo horizontal (x) representa habitualmente o tempo da medição, que corresponde ao tempo de carga, e o eixo vertical (y) corresponde à pressão plantar máxima instantânea em unidades absolutas de pressão (Figura 2.12) [32]. A partir da análise da curva do pico de pressão é possível determinar o valor do pico de pressão, correspondente ao máximo da curva, e calcular o impulso ou integral de pressão-tempo (PTI).

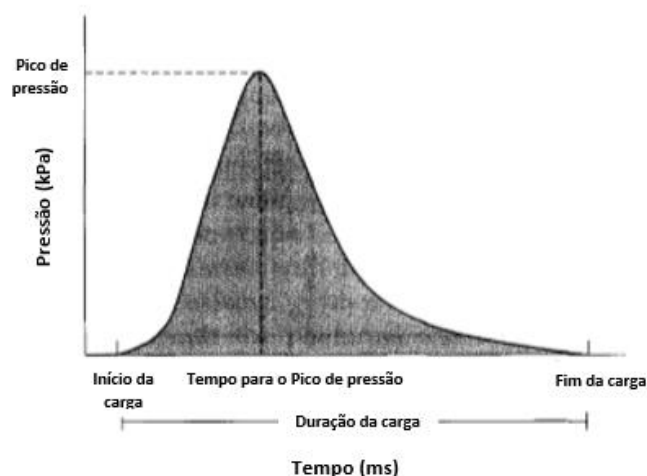


Figura 2.12 - Curva típica do pico de pressão [Adaptado de 14].

- **Integral de pressão-tempo (PTI)** - O impulso ou PTI tem sido reconhecido como um parâmetro útil na análise da pressão plantar. Este parâmetro representa a área no interior da curva do pico de

pressão e o seu cálculo é efetuado através do somatório do produto das pressões instantâneas (PP_i), em Pa, pelo intervalo de amostragem (Δt), em segundos (s) [32],

$$PTI = \sum PP_i \times \Delta t \quad (2)$$

Para calcular o integral de pressão *versus* tempo utilizou-se a definição de integral e em particular a regra dos Trapézios Compostos.

O integral de pressão-tempo descreve assim o efeito acumulativo da pressão ao longo do tempo numa determinada área do pé, fornecendo um valor da carga total aplicada no período de tempo cuja superfície plantar se encontra em contato com o solo.

Centro de Pressão (COP) - Tal como referido na fase estática, o centro de pressão (COP) representa uma média ponderada da pressão total exercida sobre a superfície em contato com o solo (Figura 2.13) [33]. Nos mapas de pressão a trajetória do COP é representado por um *array* 2D formado por coordenadas instantâneas do COP durante o tempo de medição.

A sua obtenção é obtida por:

$$X_{COP} = \frac{\sum_{i=1}^n P_i A_i X_i}{\sum_{i=1}^n P_i A_i} \quad (3)$$

$$Y_{COP} = \frac{\sum_{i=1}^n P_i A_i Y_i}{\sum_{i=1}^n P_i A_i}$$

sendo:

- X_{CoP} - Posição instantânea do CoP em x;
- Y_{CoP} - Posição instantânea do CoP em y;
- P_i - Pressão medida pelo sensor i , em Pa;
- A_i - Área do sensor i , em m^2 ;
- X_i - Coordenada x da posição do sensor i ;
- Y_i - Coordenada y da posição do sensor i ;
- n - Número de sensores.

O centro de pressão, CoP, (Figura 2.13) é definido como sendo o ponto de aplicação do vetor da força vertical de reação ao solo. Este parâmetro representa uma média ponderada da pressão total exercida sobre a superfície em contato com o solo. Nos mapas de pressão a trajetória do CoP é representado por um *array* 2D formado por coordenadas instantâneas do CoP durante o tempo de medição

O centro de pressão de cada indivíduo pode ir-se alterando ao longo do tempo, o que tem consequências negativas sobre a estabilidade postural. Alguns destes fatores são: a sobrecarga nos membros inferiores, movimentos executados de forma errada, impactos com sobrecarga corporal em uma ou ambas as pernas, saltos e a maneira de andar. Portanto, há a necessidade de se analisar e obter dados referentes ao centro de pressão [34, 35].

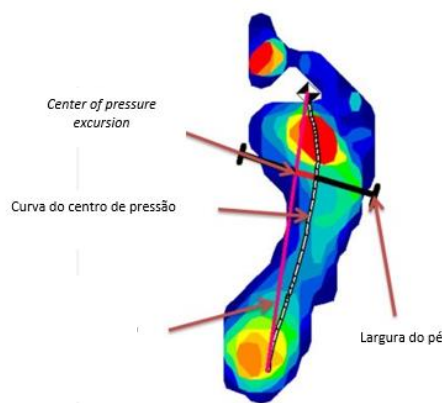


Figura 2.13- Exemplo de uma trajetória “normal” do CoP [35].

A importância e interpretação de cada um dos parâmetros vai depender do problema específico em questão [14].

2.7. Deformidades e patologias plantares

A podologia é a ciência que analisa e investiga o membro inferior e tem como objetivo a prevenção, diagnóstico e a terapêutica das patologias que afetam o pé e as suas repercussões no corpo humano. O podologista tem capacidade para prevenir, diagnosticar e tratar diversas patologias do pé mediante um tratamento personalizado e de qualidade. É também da competência da podologia estudar e corrigir as alterações estáticas e dinâmicas que causam desequilíbrios de origem físico-mecânicas e que comprometem a sincronia e relação entre os ossos do pé. A importância desta área da saúde assenta no facto do pé ser o suporte do corpo, sendo que pequenas alterações nos pés podem acarretar graves repercussões no organismo. Mais importante que tratar é a prevenção de determinadas patologias, devendo ter em especial atenção facto os casos associados a grupos de risco (diabéticos, insuficientes metabólicos e venosos, entre outros).

Como referido, os sistemas tecnológicos de medição de pressão plantar oferecem ao clínico um meio potencial para investigar as mudanças na função do pé ao longo do tempo [11].

2.7.1- Deformidades plantares

Algumas das deformidades que podem aparecer devido à funcionalidade do pé ficar comprometida são: pé plano, pé cavo, pé varo e pé valgo, sendo as duas primeiras as que ocorrem com mais frequência [36].

O **Pé plano**, também designado de pé chato, é um tipo de deformidade plantar caracterizada pelo rebaixamento do arco longitudinal do pé, resultante da fásia plantar estar muito alongada e/ou a musculatura que a sustenta estar enfraquecida [36, 37]. Este arco (arco longitudinal) está relacionado com o amortecimento do impacto e transferência da carga para as articulações e influência a mecânica funcional do pé. Tal sobrecarga, além de produzir calosidades, impõem alterações na marcha, e consequentemente perda do equilíbrio e lesões nas áreas de impacto.

O **Pé cavo**, também conhecido por “pé arqueado”, é um tipo de deformidade na qual há um encurtamento do pé através de um aumento da curvatura do arco plantar. Pé cavo é o termo utilizado para descrever um tipo de pé com um arco longitudinal mediano excessivamente alto. Esse aumento

dá-se quando a fáscia e/ou a musculatura estão tensas e/ou encurtadas [38]. Por vezes o aumento da curvatura é tão acentuado que a parte média da planta do pé é impedida de entrar em contato com o solo, ou seja ocorre uma distribuição do peso em apenas duas áreas plantares, o calcanhar e os metatarsos (dedos do pé). A etiologia do pé cavo pode ser idiopática (isto é, causa desconhecida), ou neurológica. Dentro das causas neurológicas, 50% é atribuída à doença *Charcot-Marie Tooth* [38], que é uma doença neuromuscular que afeta os membros inferiores e se manifesta por desequilíbrios dos membros inferiores e dores nos pés. Estruturalmente o pé cavo apresenta uma área de contato com o solo reduzida, não absorvendo a força de impacto. Independentemente da etiologia, o pé cavo é caracterizado por integrais de alta pressão *versus* tempo sob o retropé e o antepé que estão significativamente relacionados ao aparecimento de dor no pé [39].

Na figura 2.14 - a), pode-se observar as deformidades “pé plano” e “pé cavo” em relação ao pé normal. Além de se poder observar as diferenças entre as deformidades referidas anteriormente, na figura 2.14 b), pode-se observar as diferenças relativas ao alinhamento do pé.

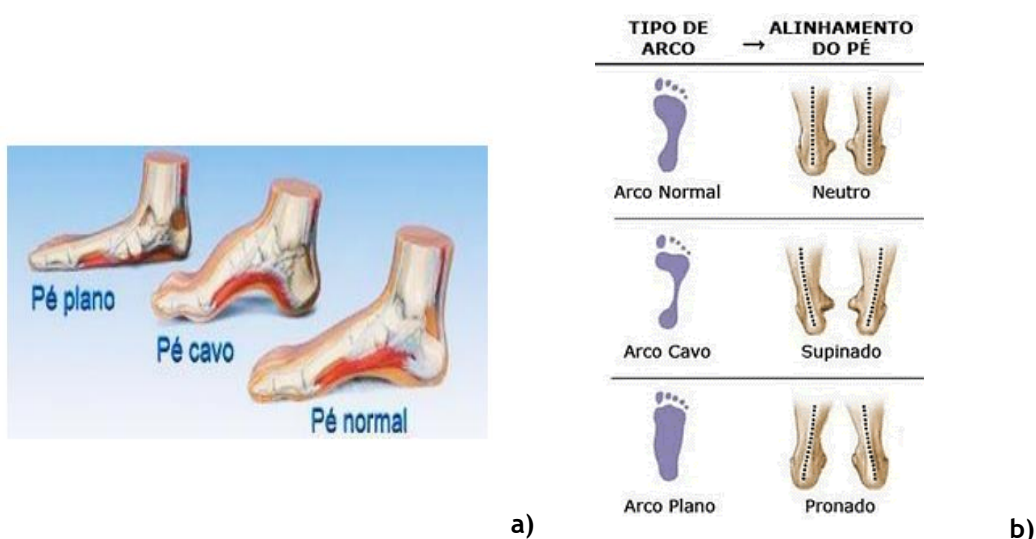


Figura 2.14 - a) Deformidades plantares: pé cavo, plano e normal. b) Tipo de alinhamento do pé [40].

O **Pé varo**, também conhecido como pé invertido, caracteriza-se pela alteração da posição do pé em que a região plantar fica voltada para dentro e para trás, e a parte dorsal para fora e para frente (Figura 2.15). Esta alteração faz com que o pé passe a estar maioritariamente apoiado na sua borda lateral [41].



Figura 2.15- Pé varo [42].

O **Pé valgo**, também designado por pé pronado, caracteriza-se pela ocorrência de uma abdução do antepé e um abaixamento da borda medial do pé, isto é, os calcanhares sofrem uma inclinação para fora e os tornozelos uma inclinação para dentro (Figura 2.16) [41].



Figura 2.16- Pé valgo [42].

2.7.2 - Patologias - Caso particular da Diabetes Mellitus

A diabetes *mellitus* (DM) é uma doença metabólica e crónica, de etiologia múltipla, caracterizada pela presença de elevadas concentrações de glucose no sangue (hiperglicemia), ultrapassando o limite de normalidade em jejum. Através de vários estudos que investigaram a correlação dessa complicação com a glicémia em jejum, a *American Diabetes Association* estabeleceu que um paciente pode ser considerado como apresentando DM quando a sua glucose plasmática após um jejum de 12 a 16 horas for maior ou igual a 126 mg/dl. Segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS), também são considerados indivíduos que, submetidos a um teste de tolerância de 75 g de glucose por via oral, apresentam valores maiores ou iguais a 200 mg/dl. Tal facto deve-se à existência de perturbações na produção de insulina ou à utilização inadequada desta hormona por parte das células [1].

A diabetes *mellitus* tipo 1 (DM tipo 1) ocorre quando existe a destruição das células Beta, havendo uma deficiência grave na secreção de insulina. Por sua vez, a diabetes *mellitus* tipo 2 é a forma mais prevalente, sendo uma patologia heterogénea, e que se relaciona frequentemente a defeitos na ação da insulina e, secundariamente, à disfunção das células beta [43].

Esta patologia causa uma importante perda de qualidade de vida, mortalidade e morbilidade, sendo uma das patologias com maior número de casos em Portugal. Apesar da incidência e prevalência da diabetes ser variável de país para país, tem-se registado uma tendência crescente em todos eles, contribuindo para este facto fatores genéticos e ambientais (incluindo-se, neste último, a obesidade e o sedentarismo).

2.7.2.1 Prevalência da *Diabete Mellitus*

Em 2013 a prevalência estimada da diabetes na população portuguesa com idades compreendidas entre os 20 e os 79 anos (7,8 milhões de indivíduos) era de 13,0%, isto é, mais de 1 milhão de portugueses neste grupo etário tinha diabetes (Figura 2.17). O impacto do envelhecimento da estrutura etária da população portuguesa (20-79 anos) refletiu-se num aumento de 1,3 pontos percentuais da taxa de prevalência da diabetes entre 2009 e 2013, o que corresponde a um crescimento na ordem dos 11%. Verifica-se também a existência de um forte aumento da prevalência da diabetes com a idade. Mais de um quarto das pessoas entre os 60-79 anos tem diabetes. Desta forma, também as complicações da doença são mais frequentes nos grupos etários mais avançados, bem como as amputações [1].

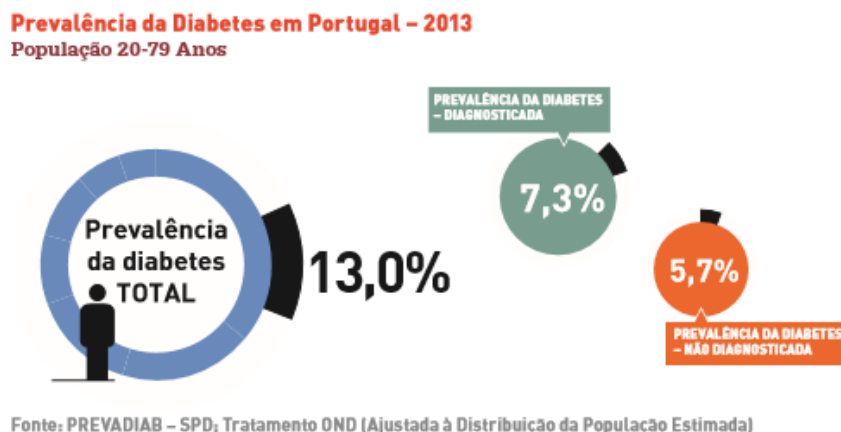


Figura 2.17- Prevalência da Diabetes em Portugal 2013 [1].

A diabetes não traz somente um problema de deficiência na produção da insulina e/ou captação destas pelas células, o que mais preocupa na doença são as diversas complicações crônicas e sistêmicas que se podem desenvolver com a evolução da mesma. A diabetes acarreta diversas complicações que se desenvolvem quando não há tratamento adequado, sendo o primeiro passo para tratar qualquer tipo de complicação diabética a normalização dos níveis glicémicos. De entre as principais complicações da diabetes temos a retinopatia, nefropatia, vasculopatia e a neuropatia [44].

Para o desenvolvimento desta dissertação houve um foco na neuropatia diabética e consequentemente no aparecimento de úlceras plantares.

2.7.2.2. Neuropatia Diabética

A hiperglicemia mantida é, de facto, um fator de risco muito importante para o desenvolvimento da neuropatia. Nestas situações, existe uma degenerescência na parte terminal dos nervos, causando assim uma lesão nervosa [44]. Verifica-se também que esta degenerescência é mais intensa nos nervos mais longos, assim como o máximo tamanho ocorre em ambos os membros inferiores. A neuropatia diabética é bilateral e predomina a nível dos pés [45].

As primeiras alterações ocorrem nas fibras nervosas pequenas provocando a perda de sensação dolorosa e de temperatura, posteriormente, as fibras de maior dimensão são afetadas, havendo uma diminuição da percepção da vibração e da sensibilidade superficial. Esta complicação é geralmente irreversível, no entanto um controlo dos níveis glicémicos por períodos prolongados pode ajudar a prevenir a sua progressão [46].

A neuropatia diabética pode ser classificada de acordo com os componentes sensoriais, motor e autonómicas, nesta ordem de aparecimento no seu percurso clínico. A literatura indica que a neuropatia diabética por si só leva ao aumento das pressões plantares e estas, por sua vez, aumentam os riscos de ulceração. Se considerarmos a componente sensorial da neuropatia, este resulta em perda de sensibilidade protetora, percepção à dor e temperatura, que por si só podem levar ao aumento das pressões plantares. A perda de sensibilidade protetora é facilmente diagnosticada pelo teste do monofilamento de Semmes-Weinstein de 10 g que apresenta uma boa correlação com o risco de vir a

apresentar ulceração no pé. Também a diminuição da percepção da sensibilidade vibratória e a diminuição dos reflexos tendinosos são preditivos de ulceração [47].

A neuropatia motora é responsável pela atrofia e debilidade dos músculos intrínsecos do pé, com perda da função de estabilização das articulações metatarsofalângicas e interfalângicas. As alterações geradas pela neuropatia motora são as responsáveis pelo aparecimento do pé cavo e dos dedos em garra, deformidades observadas num grande número de diabéticos. A mobilidade articular limitada, a atrofia muscular e a retração digital, originam deformações estruturais do pé, que por sua vez alteram a distribuição das pressões plantares. A longo prazo, os efeitos da neuropatia sensitiva e motora desequilibram a biomecânica do pé, ocasionando deformidades ósseas, que por si só aumentam ainda mais o risco de lesão no pé. Forças externas são distribuídas de forma heterogênea tanto na posição estática como na dinâmica. As alterações na estrutura óssea do pé são importantes fatores que interferem na gênese da formação de úlceras [46, 47].

A neuropatia diabética desempenha um papel crucial na fisiopatologia do pé diabético, sendo o diagnóstico clínico baseado em sintomas clínicos e sinais neurológicos, através da realização de um questionário *Michigan Neuropathy Screening Instrument* ou *Basic Foot Assessment Checklist*, e de eletrodiagnóstico (eletroneuromiografia, cronaxia sensitiva e motora), que avaliam fundamentalmente os nervos mais mielinizados, sendo estes mais acometidos numa fase tardia da doença.

2.7.2.2 Pé Diabético

O pé é denominado de pé diabético quando se encontra num estado fisiopatológico multifacetado, isto é, quando manifesta a presença de alterações anatomopatológicas e neurológicas. Esta representa uma das manifestações mais dramáticas da diabetes (Figura 2.18), uma vez que o seu desenvolvimento é a principal causa do elevado número de amputações cirúrgicas dos membros inferiores. O termo “pé diabético” abrange um conjunto de patologias incluindo doença vascular periférica, neuropatia periférica, neuroartropatia de Charcot e infeção, fatores psicossociais e anormalidades na distribuição da pressão plantar [48].



Figura 2.18- Pé diabético com ulceração [Adaptado de 48].

No pé diabético, a presença de calos indica o risco de ulceração do mesmo. Uma vez que estes são facilmente reconhecíveis na inspeção do pé, consistem num importante indicador do pé de risco [47]. A neuropatia pode originar a atrofia muscular, deformação do pé e alteração da sua arquitetura e biomecânica. Estas anormalidades produzem proeminências ósseas que se traduzem no aparecimento de áreas de alta pressão durante a posição ortostática ou durante a marcha e que

aumentam o risco de traumatismo e lesões repetidas da pele, e podem ser, impercetíveis devido à coexistência do déficit sensitivo [49].

2.7.2.3 Úlceras plantares

Como referido, a neuropatia diabética é responsável pelo aparecimento de áreas anómalas de pressões plantares agravadas pelo atraso da ativação de alguns músculos durante a marcha e pelo déficit sensitivo. Nestes casos há uma perda de sensibilidade gradual e local ao nível da superfície plantar. Os mecanismos de defesa corporal são, progressivamente removidos, implicando complicações posteriores como o aparecimento de úlceras plantares [50].

Uma ulceração é uma lesão cutânea em que há exposição dos tecidos mais profundos, devido à rutura do epitélio (Figura 2.19). A consequência mais temida destas alterações a nível do pé consiste na amputação do membro inferior. Quando ocorre a amputação de um dos membros inferiores, o contralateral fica sujeito a um esforço acrescido, vindo a apresentar problemas rapidamente, independentemente de se ter colocado uma prótese no membro amputado. Por conseguinte, com a progressão do quadro de neuropatia, multiplicam-se outros problemas como os riscos de quedas, que constituem um problema de saúde pública mundial.

A maioria das úlceras que surgem a nível do pé são neuropáticas (cerca de dois terços) quanto à sua etiologia e plantares no que diz respeito à sua localização, geralmente ao nível das cabeças metatársicas ou do calcâneo, e muitas vezes são precedidas de calosidades [51].



Figura 2.19 - Úlceras neuropáticas em pacientes diabéticos [52].

A compreensão da etiologia da ulceração é essencial de forma a permitir uma redução da incidência das mesmas e em última instância evitar a amputação, que aumentam significativamente a morbilidade e mortalidade da população diabética. As úlceras plantares são responsáveis por grande parte das internações hospitalares de pacientes diabéticos, aumentando os gastos com procedimentos cirúrgicos para desbridamento de feridas e até mesmo com as amputações [50].

São diversos os fatores que levam ao aparecimento de úlceras, tal como esquematizado na Figura 2.20. Sobre um pé vulnerável ou em risco de ulceração, têm que atuar determinados desencadeantes, os denominados fatores precipitantes, para que a úlcera realmente se desenvolva. Estes podem ser de origem extrínseca, destacando-se os traumatismos mecânicos, térmicos e químicos, ou intrínsecos onde se inclui as deformações do pé e as limitações da mobilidade articular que condicionam um aumento da pressão plantar. Assim, as úlceras do pé raramente resultam de uma única causa, mas sim da interação de dois ou mais fatores que contribuem para o aparecimento de lesões no pé.

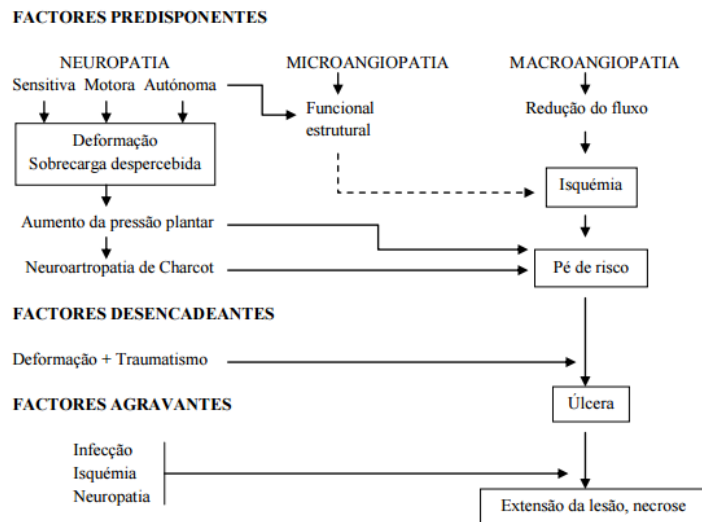


Figura 2.20- Mecanismo de aparecimento da úlcera [46].

O motivo mais comum da ulceração consiste na aplicação de pressões repetitivas, exercida pela marcha, que leva ao aparecimento de calos em zonas de pressão. Se se permitir que o calo continue a espessar, este começará a pressionar os tecidos moles subjacentes e causará ulceração. Assim, a remoção precoce de calos é necessária e urgente. Existe uma associação entre a elevada pressão do “pé diabético” com o seu grau de risco. Diversos fatores biomecânicos devem ser levados em consideração como fatores de risco para ulcerações além do pico de pressão, como por exemplo o tempo de duração das pressões, o integral de pressão e a área de contacto. Um simples mapa da distribuição das pressões plantares (Figura 2.21) pode ajudar a determinar as zonas do pé sujeitas a uma elevada pressão. A maioria desses mapas apresenta as zonas de maior pressão com uma coloração mais escura (no caso de ser a preto e branco) ou a vermelho [45, 50].

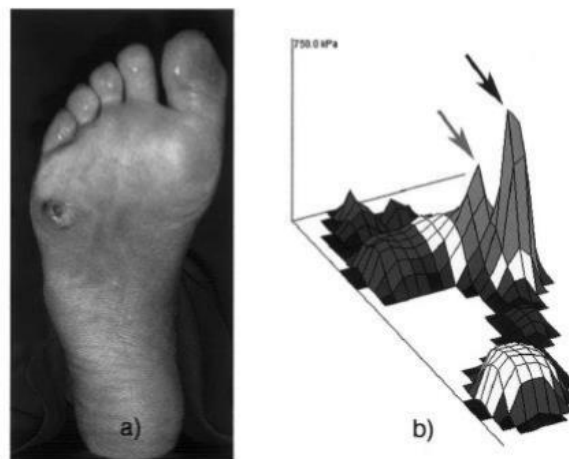


Figura 2.21 - a) Úlcera neuropática ao nível da cabeça do quinto metatarso. b) Representação gráfica da distribuição das pressões plantares do paciente, demonstrando valores particularmente elevados no local da úlcera [45].

2.7.2.4 Distribuição da pressão plantar durante a marcha em diabéticos neuropatas

Estudos biomecânicos têm sido importantes para detecção e compreensão dos fatores predisponentes para a formação de úlceras plantares. O diagnóstico precoce de elevadas pressões plantares no pé diabético, insensível, e muitas vezes com deformidades ósseas, auxilia na prevenção da formação de úlceras plantares, ou mesmo da recorrência destas. Mesmo pequenas pressões aplicadas por um período de tempo relativamente longo poderão causar isquemia do tecido podendo evoluir para úlcera plantar. Muitos autores procuram relacionar os aumentos de pressão plantar nos pacientes diabéticos, especialmente os que apresentam neuropatia diabética, com a formação de ulcerações plantares.

Existe um aumento das pressões plantares com a evolução e progressão da neuropatia. *Ctercteko et al* [54] e *Cavanagh et al* [55] relacionam outros fatores como predisponentes ao aumento da pressão plantar, além da massa corporal, como por exemplo, o déficit sensorial e a presença de deformidade nos pés. Embora os diabéticos sejam frequentemente obesos, a massa corporal é um fator que se não aliado a outros fatores (neuropatia, deformidade) pouco se pode relacionar ao aparecimento de elevadas pressões plantares e úlceras [54, 55].






Sacco et al. [58] relatam que os parâmetros biomecânicos de reação de força e de distribuição plantar se modificam tanto na forma dinâmica quanto na forma estática. Durante a caminhada, os diabéticos aumentam o contato com o solo em algumas áreas e diminuem o contato em áreas opostas da superfície plantar. Com a diminuição da sensibilidade plantar, há também restrições sobre o equilíbrio quando ocorrem alterações imprevisíveis multidirecionais.

Alguns autores questionaram a utilidade real da elevada pressão plantar do pé como indicador da neuropatia e consequente ulceração, devido ao elevado coeficiente da variação da pressão plantar. Porém *Cavanagh et al.* [59], confirmaram o papel do efeito de *stress* mecânico no desenvolvimento de úlceras, bem como no alívio destes no tratamento do pé diabético neuropático. Observa-se a importância do exame clínico na estratificação de pacientes com risco de ulceração. Além disso, através da análise da pressão plantar dos pés pode-se identificar as áreas que sofrem um maior *stress* mecânico e, consequentemente, sob maior risco de ulceração. Existe uma associação entre as áreas de elevada pressão plantar do pé diabético com o grau de risco de ulceração realizado através do exame clínico [54]. Entendendo melhor a biomecânica dos pés, torna-se possível contribuir para o tratamento e a prevenção.

2.7.3 Outras patologias

Na tabela abaixo, encontram-se descritas outras patologias possíveis de diagnosticar e adequar um tratamento através da análise da distribuição plantar.

Tabela 2.4- Outras patologias [60,61].

Patologia	Descrição
Calosidades 	<p>São causadas por uma acumulação de tecidos inoperantes da pele que se endurecem e acumulam sobre uma área do pé. Algumas causas comuns da formação dos calos são o uso de sapatos inadequados, o excesso de peso corporal (obesidade), pés planos, pés com arcos elevados, e proeminências ósseas.</p>
Fascite plantar 	<p>Dor leve ou sensibilidade nas áreas das solas dos pés próximas ao arco plantar ou calcanhar. Gradualmente, esta torna-se mais severa localizando-se num local abaixo do calcanhar onde sente como se tivesse uma “elevação”. É causada geralmente por um problema biomecânico, tal como a pronação excessiva e/ou pés planos. É necessário uso de palmilha com suporte do arco e/ou correção da pronação excessiva, confeccionada com materiais que absorverão impacto.</p>
Metatarsalgias 	<p>É um termo geral usado para designar uma condição dolorosa do pé na região dos metatarsos (a área imediatamente antes dos dedos do pé). É a localização mais frequente de dor no pé, sendo importante ressaltar o predomínio no sexo feminino, evidenciando com isso, fora uma predisposição congénita, a notável influência do uso de calçados de salto alto.</p>
Charcot-Marie-Tooth 	<p>Doença neurológica hereditária caracterizada pela atrofia e fraqueza progressiva da musculatura dos membros inferiores. O seu avanço pode levar a uma atrofia profunda e consequente perda da capacidade de movimentação por parte do paciente.</p>
Artrite Reumatóide 	<p>A artrite reumatóide é uma doença autoimune sistémica caracterizada pela inflamação progressiva das articulações. A inflamação crónica ao nível destas desencadeia uma distensão ao nível capsular, um atrito no ligamento colateral e um relaxamento ao nível da fásia plantar, que originam o aparecimento gradual das seguintes deformidades como o hálux valgo (vulgarmente conhecido como joanete). Estas deformidades desencadeiam alterações graduais na distribuição da pressão plantar.</p>
Neuroartropatia de Charcot 	<p>A neuroartropatia de Charcot é uma artropatia que ocorre num pé com diminuição da sensibilidade plantar. Caracteriza-se pela destruição, fragmentação e remodelação dos ossos e das articulações, podendo originar a desorganização extensa da estrutura óssea do pé dos diabéticos. Ocorre principalmente em pacientes com Diabetes <i>Mellitus</i> (tipo 1 ou 2) de longa duração e com um mau controlo das glicemias.</p>

Capítulo 3

Sistemas de Medição de Pressão Plantar

A amplitude e a distribuição das forças de reação (estáticas e dinâmicas), que resultam do contacto com o solo refletem o estado funcional e estrutural do pé [62]. Atualmente, existe uma grande variedade de sistemas para a análise da marcha. Estes sistemas podem ser classificados de acordo com os parâmetros medidos/calculados e a técnica utilizada para se efetuar a medição [19]. Os dispositivos amplamente utilizados para efetuar tais medições são as plataformas de força e/ou dispositivos de aquisição de pressão (plataformas de pressão ou palmilhas).

As plataformas de forças apresentam como principal vantagem a possibilidade de adquirirem todas as componentes da força de reação, contudo, estas descrevem o efeito total da carga entre o sujeito e a superfície de contacto. Já os sensores de pressão, embora traduzam apenas a componente da força de reação normal ao plano de medição, permitem uma análise pormenorizada da distribuição de forças na planta do pé para uma dada região de contacto.

Para a seleção de uma tecnologia para a medição da pressão plantar, deve-se ter em conta as especificações técnicas dos sistemas de medição que melhor satisfazem os requisitos da aplicação em causa. Para tal, é necessário compreender os conceitos por detrás de cada parâmetro usado para a classificação da respectiva tecnologia, e compreender para cada parâmetro o desempenho mínimo necessário à medição da pressão plantar durante a marcha.

3.1- Medição da pressão plantar e forças de reação ao solo

O padrão da marcha é influenciado pela distribuição da pressão plantar entre a interface pé/solo, bem como pelas forças de reação ao solo. Existem alguns fatores que influenciam a medição destes parâmetros, como a estrutura do pé, estrutura do solo, o alinhamento do pé em posição estática e dinâmica, e a cinética.

A pressão plantar pode ser estudada através de sistemas de medição, que dão origem a mapas de pressão dos quais é possível obter a magnitude das pressões, padrões de distribuição espacial das pressões e variações dinâmicas nos padrões de magnitude [19]. Os componentes de um sistema de medição incluem sensores numa plataforma ou em palmilhas, um computador para aquisição de dados, armazenamento, e análise, e um monitor para observação das variáveis avaliadas. A especificidades dos sensores irão influenciar o tipo de dados recolhidos [63].

As técnicas de medição podem ser subdivididas em medições discretas e matrizes de medição. As primeiras utilizam transdutores de pressão individuais posicionados em localizações anatómicas específicas na superfície plantar, sendo esta técnica de medição a mais adequada para elevadas taxas de amostragem. Já as matrizes de medição usam um conjunto de sensores organizados em linhas e colunas. Usando matrizes de medição pode-se aceder à distribuição de pressões que atuam sobre a superfície plantar. O uso de matrizes possui a vantagem de não ser preciso tomar nenhuma decisão *a priori* acerca das áreas a monitorizar, uma vez que pode ser acedida uma maior área de superfície plantar de uma única vez [19].

O tamanho dos sensores influencia significativamente o seu desempenho. No caso dos sensores de pressão plantar, o facto de existir uma superfície de contato com o tecido mole faz com que existam regiões de altas e baixas pressões. Um sensor de pequena área colocado sobre uma região de pressão máxima dará uma boa estimativa do valor real. No entanto, um sensor maior colocado no mesmo sítio irá também cobrir áreas de baixa pressão e a sua variável de saída dará uma estimativa de pressão média resultante na sua superfície. Como resultado, o valor real do pico de pressão poderá ser subestimado por sensores de maiores dimensões [62, 63].

3.2- Características importantes na escolha de um sistema de medição

3.2.1- Sensores

Um sistema de medição (Figura 3.1) para a aquisição e processamento de sinais/dados requer um conjunto de elementos sensoriais, mas também filtros, amplificadores e outros componentes eletrónicos. A estrutura, composição e o modo de funcionamento dos elementos sensoriais influencia de forma muito significativa estas tecnologias para medição da pressão plantar.

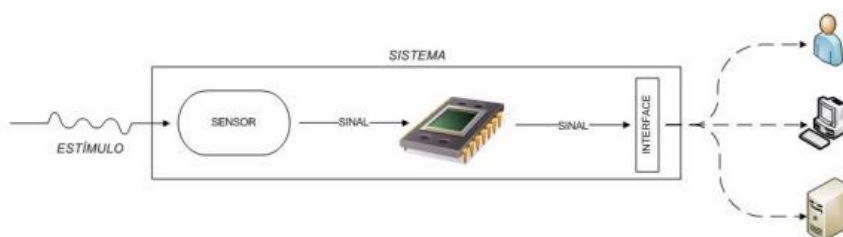


Figura 3.1- Esquema simplificado de funcionamento de um sistema de aquisição de dados [66].

Na área dos sensores de pressão existem quatro processos físicos de conversão principais: os capacitivos, os piezoresistivos, os piezoelétricos e os resistivos.

- **Sensores capacitivos**

O sensor capacitivo tem o mesmo princípio de funcionamento que um condensador. Assim, como os condensadores, estes tipos de sensores são formados por duas placas que armazenam cargas opostas. Estas placas são condutoras e separadas por um dielétrico. Na Figura 3.2 é apresentado um exemplo de um sensor capacitivo de pressão. Quando for exercida força sobre o sensor irá haver uma aproximação das placas fazendo com que haja uma alteração no valor da capacidade elétrica [67].

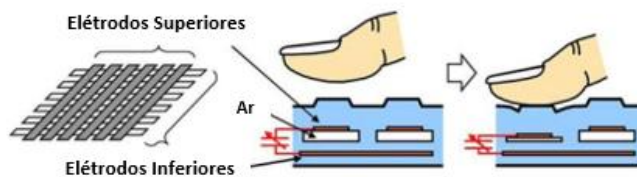


Figura 3.2- Esquema de funcionamento de um sensor capacitivo de pressão [Adaptado de 67].

- **Sensores piezoresistivos versus sensores piezoelétricos**

Os sensores de pressão piezoresistivos baseiam-se no efeito piezoresistivo apresentado pelos materiais quando são sujeitos a uma força. Esse efeito traduz-se numa variação da resistência elétrica do material em função da força aplicada. É importante notar que o efeito piezoresistivo é distinto do efeito piezoelétrico. Enquanto os materiais piezoelétricos geram uma tensão quando pressionados ou deformados, os piezoresistivos sofrem uma mudança no valor da sua resistência. Um exemplo de sensores piezoresistivos deste tipo de sensor é o *Force Sensing Resistors* (FSR). Os sensores FSR são constituídos por duas camadas de polímero. Em cada camada é definida uma área onde é aplicado um material condutor (prata), seguida por uma camada de tinta condutora. As duas camadas são unidas com uma fita adesiva, formando assim o sensor de pressão. Quando é aplicada uma força na área ativa, o sensor sofre uma diminuição no valor da sua resistência. A sensibilidade à força está otimizada de modo a ser utilizada em dispositivos eletrônicos para controlo de toque humano. Estes tipos de sensores não são adequados para medições precisas. A Figura 3.3 mostra como são constituídos [67].

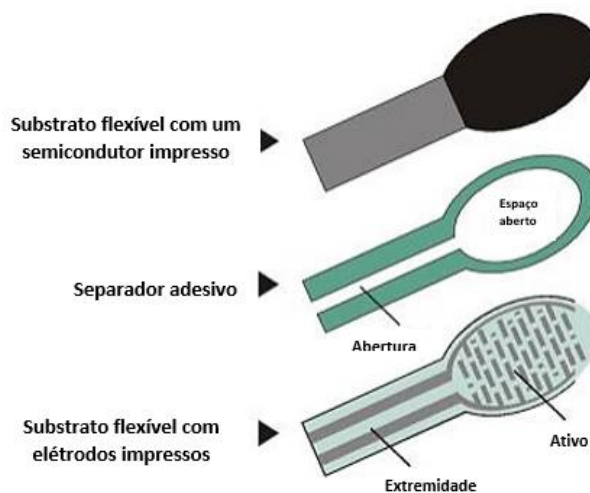


Figura 3.3- Constituição do sensor FSR [Adaptado de 67].

- **Sensores Resistivos**

Os sensores de pressão resistivos medem a variação da resistência verificada quando um material resistivo colocado entre duas placas é pressionado [69]. A Figura 3.5 apresenta um exemplo de um sensor de pressão resistivo.

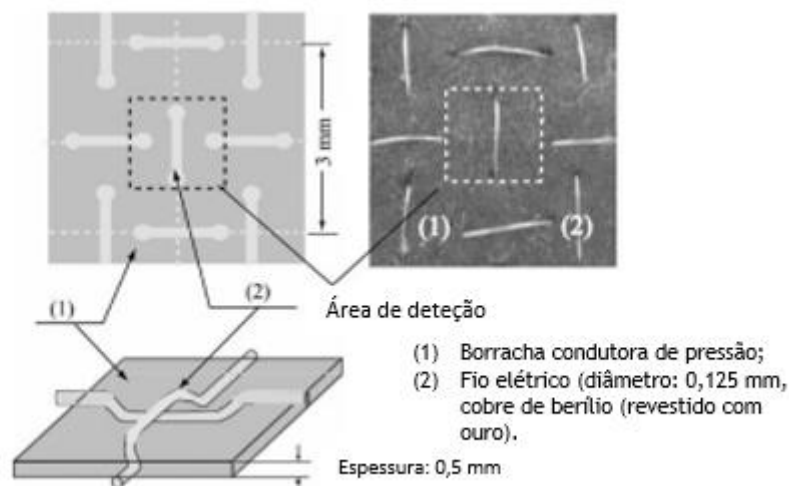


Figura 3.5- Exemplo de um sensor de pressão resistivo [Adaptado de 68].

Para a medição da pressão em toda a extensão do pé, de forma estática e dinâmica são utilizados os seguintes tipos de sensores: FSRs - *Force Sensitive Resistors*, sensores capacitivos, hidrocélulas e pedobarógrafos (Tabela 3.1)

Tabela 3.1 - Diferentes tipos de sensores [70].

Tipo de Sensores	Descrição
Sensores Capacitivos	Este tipo de sensores são formados por duas placas de material condutivo com uma dada carga elétrica, separadas por um material isolante e por um material elástico, em que a tensão entre placas varia conforme a força exercida sobre o sensor.
Hidrocélula	Consiste num sensor discreto piezoresistivo contido dentro de uma célula preenchida por um fluido. Quando é aplicada uma força, provoca um aumento da resistência dentro do fluido da hidrocélula fazendo com que o sensor piezoresistivo varia a sua tensão de saída.
FSRs	O princípio de funcionamento deste tipo de sensores tem por base a variação da sua resistência em função da força aplicada sobre o mesmo. Sendo o valor da resistência inversamente proporcional à força aplicada.
Pedobarógrafos	Uma possibilidade consiste numa placa, retangular, de vidro ou acrílico, transparente, iluminada de ambos os lados, de modo a que a luz seja reflectida internamente. A superfície superior da placa é coberta por um camada opaca de material plástico onde a pressão é aplicada. Quando observado de baixo, na ausência de pressão, a superfície é escura. Mas quando é exercida no topo da plataforma aparecem áreas iluminadas que correspondem à luz que atravessa a plataforma.

Em [14] é referido um estudo efetuado pela empresa *PPS- Pressure Profile System*, que comercializa sensores capacitivos, no qual se comparam sensores capacitivos e resistivos e salienta-se a elevada sensibilidade e precisão dos sensores capacitivos. Contudo, este tipo de tecnologia é referido como sendo inadequado no estudo de movimentos rápidos, mas para a análise da marcha já é considerada precisa e exata. No caso dos FSRs, estes apresentam baixa exatidão e são mais sensíveis a forças reduzidas, tendo uma resposta do tipo resistência *versus* força quadrática. Com a diminuição da força em causa passam a ter um comportamento quase linear tendendo para um limite de saturação. A sensibilidade é alterada com o decorrer da utilização do sistema de medição.

3.3- Plataformas de pressão plantar

As plataformas de pressão (Figura 3.6) são, atualmente, elementos fundamentais num laboratório de análise de marcha. Estas permitem a recolha de dados cinemáticos e cinéticos. Uma plataforma de pressão consiste num conjunto de transdutores de força, dispostos numa superfície plana e regular, onde a pressão média, em Pascal (Pa), é dada por [64, 70]

$$\text{Pressão} = \text{Força} / \text{Área}, \quad (4)$$

onde a força é expressa em newton (N) e a área em metros quadrados (m²).

De uma maneira geral, uma plataforma de pressão permite adquirir a distribuição plantar estática e dinâmica. Esta normalmente encontra-se ligada a um computador que efetua a aquisição, armazenamento e análise dos dados obtidos [14]. Quando o pé entra em contacto com a plataforma, a duração do contacto e a quantidade de sensores que foram estimulados é determinada. A pressão exercida pelo pé é calculada pela relação existente entre a força aplicada e área sensorial da plataforma [19].



Figura 3.6 - Exemplo de uma plataforma de pressão - Plataforma PhysioSensing [4].

A plataforma garante uma “verdadeira” medição da força vertical, uma vez que os sensores de pressão estão sempre posicionados paralelamente à superfície. A presença de um número elevado de sensores por unidade de área da plataforma, traduz-se numa maior resolução das pressões medidas na área de contacto [19].

As plataformas de pressão permitem estudar o mapeamento da pressão do pé e o equilíbrio ortostático na aquisição estática, dinâmica ou postural. Permite aceder objetivamente aos parâmetros biomecânicos do pé para o processo de diagnóstico de patologias/deformidades. As plataformas podem ser usadas por muitas especialidades na área da saúde: podologia, fisioterapia, medicina esportiva, reabilitação, ortopedia, reumatologia, entre outras.

Na aquisição durante a fase estática o paciente apenas necessita de colocar os seus pés em cima da plataforma, de forma a ficar na posição ortoestática.

Na fase dinâmica o paciente deve efetuar a marcha sobre a plataforma na sua superfície ativa. A velocidade da marcha deve corresponder à velocidade com que caminha naturalmente. Recomenda-se efetuar dois passos antes de colocar o pé sobre a plataforma e, em seguida, dois passos para sair.

Na aquisição postural, deve-se seguir o mesmo procedimento que na fase estática. Os pés devem efetuar um ângulo de abertura de 30°. Este tipo de análise pode-se tornar difícil em pacientes que possuam algum tipo de deficiência a nível do equilíbrio [71].

3.4- Palmilhas

A palmilha, define-se como um sistema portátil e flexível composto por um conjunto de sensores capazes de se ajustarem à morfologia do pé humano e que monitorizam as cargas locais entre o pé e o sapato, nas diferentes atividades do quotidiano [14].

Tais sistemas são usualmente constituídos por: uma matriz de sensores sob forma de palmilha, colocado no interior do sapato do paciente; um amplificador de sinal; cabos de ligação; e um sistema de gravação e armazenamento que se encontra embutido num cinto colocado à cintura do paciente [72]. Para que o sistema de palmilha se tornasse mais cómodo e discreto, foram criados novos sistemas cuja unidade de transmissão de dados funciona via comunicação sem-fios (nomeadamente *Bluetooth*) ou que possua no seu interior um cartão de memória que armazene os dados para no final do registo serem descarregados no computador [69]. Este tipo de funcionamento descarta assim a utilização dos cabos de ligação permitindo a criação de movimentos mais naturais por parte do utilizador.

Vários estudos comprovam a eficácia da implementação de palmilhas na melhoria da distribuição plantar, por exemplo em pacientes com artrite reumatóide. No estudo de *Guldmond et al.* [73] se avaliam os efeitos das diferentes configurações de palmilhas na distribuição da pressão plantar em pacientes com neuropatia diabética, concluindo que estas trazem melhorias para a distribuição da pressão plantar por parte do paciente.

3.5- Plataforma de pressão plantar *versus* palmilhas

As plataformas de pressões tais como as palmilhas possuem um conjunto de vantagens e desvantagens que servem de fundamentação à sua aplicação num determinado estudo. Na Tabela 3.2, são apresentadas um conjunto de vantagens e desvantagens das plataformas de pressão e das palmilhas.

Tabela 3.2: Vantagens e desvantagens referentes à utilização de plataformas de pressões e palmilhas [14, 19, 72, 73].

Plataformas de pressões		Palmilhas	
Vantagens	Desvantagens	Vantagens	Desvantagens
<ul style="list-style-type: none"> - “Verdadeira” medição da força vertical (sensores de pressão estão sempre posicionados paralelamente à superfície); - Grande quantidade de sensores, o que se traduz numa maior resolução por parte do sistema; - Pouco condicionada a fatores externos, estando menos sujeitas a falhas mecânicas; - Permite verificar qual a interação existente entre o pé e o solo. 	<ul style="list-style-type: none"> - Existe uma “etiquetagem” da plataforma por parte do paciente durante a marcha (pode alterar o padrão normal da marcha); - Pacientes com patologias que comprometam a coordenação e propriocepção tem dificuldades em percorrer a passadeira e contatar com a plataforma de pressões; - Utilização está restringida ao local onde a medição vai decorrer; - A utilização de sapatos na medição da distribuição plantar, a sua utilização pode mascarar informação crucial relativa à carga executada pelas diferentes estruturas anatómicas do pé; - Não permite avaliar aspetos como a influência do <i>design</i> de calçado e a implementação de ortóteses; - Para medição da distribuição plantar dinâmica é necessário efetuar várias medições separadas sendo que o resultado entre cada uma delas pode ser influenciado pelo paciente. 	<ul style="list-style-type: none"> - Sistema portátil que permite estudar o comportamento da distribuição plantar nas diferentes atividades do quotidiano; - Ao estar colocada no interior do sapato não apresenta problemas de “etiquetagem” por parte do paciente; - Permite gravar o ciclo de marcha apenas numa única medição; - Possibilita a criação de soluções que melhorem a distribuição da pressão plantar por parte do paciente, como palmilhas ou alteração do <i>design</i> do calçado. 	<ul style="list-style-type: none"> - Tempo limitado de operação dependente do tipo de sistema de memória; - Num ambiente fechado há mais possibilidades de falhas mecânicas, - Fatores como o carregamento contínuo, o suor e o calor tornam-se prejudiciais na medição, podendo comprometer a precisão e performance do sensor; - A medição da força vertical não pode ser medida nos instantes iniciais e finais da marcha (devido à posição do sensor, nesses instantes esta não é normal à superfície de contato).

Apesar da palmilha e da plataforma terem um conjunto de vantagens e desvantagens que à partida justificam a sua utilização, os clínicos devem basear as suas decisões primeiramente não só nas características e capacidades funcionais dos pacientes como também nas características que o sistema deve possuir para se adequar ao tipo de estudo que se pretende efetuar.

3.6- Plataformas de pressão plantar existentes no mercado

Existe uma diversidade de plataformas de pressões no mercado, e como tal é útil analisar as suas características. Assim foi realizada uma comparação entre algumas destas plataformas, devidamente selecionadas, de forma a observar as suas características e funções, de modo a que o trabalho que será desenvolvido possua o máximo de características diversificadas possível. Neste capítulo pode encontrar-se uma breve descrição dos produtos e uma tabela comparativa. Contudo, é importante salientar que não é possível incluir neste trabalho todas as plataformas existentes atualmente no mercado, pois cada empresa no geral apresenta mais do que uma plataforma disponível ao consumidor.

Houve um foco nas plataformas que se assemelham à plataforma *PhysioSensing*, sendo esta a plataforma de referência e de partida para o desenvolvimento deste trabalho. Outro fator, que contribui para que esta investigação das plataformas não seja muito extensa, advém de o objetivo desta dissertação visar a realização de uma plataforma de tecidos inteligentes, e não o de analisar e trabalhar com as plataformas de pressão rígidas atualmente existentes no mercado.

3.6.1- Variáveis de interesse no estudo clínico de pressões plantares

A análise clínica da pressão (posição central da distribuição de pressão), pode ser feita a partir de variáveis tais como picos de pressão/força (máximos da pressão/força de reação adquiridos por cada sensor de pressão durante um passo (*Stance Phase*) [19], integrais de pressão/força de reação (correspondentes à área delimitada pelos gráficos da pressão *versus* tempo ou força de reação *versus* tempo, designam-se por impulsos), tempos de contacto (duração de uma determinada etapa da marcha), instantes de tempo a que ocorrem determinados eventos com relevância clínica e áreas de contacto (área formada pelos pontos sob as regiões de contacto).

A importância e interpretação de cada uma destas variáveis depende da aplicação em questão. Já em [73] estudou-se a variação do impulso da força de reação e dos picos de pressão na planta do pé. Para o estudo, prevenção e tratamento de ulcerações relacionadas com o pé diabético, os picos de pressão médios são uma variável com elevado interesse [73, 74], assim como o integral da pressão *versus* tempo. Já para o estudo e tratamento das dores na planta do pé tem interesse o estudo da pressão média. Note-se que, por exemplo, os integrais de pressão/força no tempo já incluem a informação relativa a tempos de contacto e instantes de tempo com relevância clínica.

3.6.2- Controlo dos fatores antropométricos e cinemáticos intervenientes na variação da pressão

Os fatores cinemáticos e antropométricos intervenientes no padrão da pressão plantar são: velocidade da marcha, comprimento do passo, altura do sujeito [75], peso do sujeito; idade do indivíduo, género do indivíduo [14], posição do pé, limitações de movimento [75], estrutura do pé [14, 75], forma dos sapatos [14]. Assim, aquando da medição da pressão plantar é conveniente que para um determinado sujeito as sucessivas medições sejam efetuadas a velocidades semelhantes.

Quando se pretendem comparar análises podobarométricas para um conjunto de indivíduos é necessário ter em atenção as diferenças de idade e o tipo de estrutura do pé. É mais correto comparar o mesmo sujeito em instantes de tempos distintos, ou em condições de análise distintas, do que com sujeitos diferentes. Por vezes, para a análise clínica de um pé com alguma patologia comparam-se os seus resultados com os obtidos considerando o outro pé saudável, no entanto, é preciso ter em atenção a assimetria típica entre pés [14]. Para diminuir a variabilidade das medições afetadas pelos fatores antropométricos e cinemáticos, devem ser efetuadas mais do que uma medição segundo condições controladas e semelhantes. As ferramentas de aquisição, tratamento e apresentação das variáveis de interesse para o estudo da pressão devem ter a capacidade de calcular a média das variáveis de interesse em que tais valores façam sentido.

3.6.3- Apresentação dos resultados

Os dados relativos à distribuição da pressão plantar são apresentados comumente de duas formas: visualização 2D ou 3D. Representações 2D são mais utilizadas quando se pretende analisar por exemplo a área de contacto ou impulsos, onde uma das variáveis observadas é o tempo. No caso de representações 3D da planta do pé estas são representadas por elevações (*pressure mountains*) de acordo com a amplitude da pressão exercida nas diferentes regiões do pé.

Existe ainda a possibilidade de visualizar a distribuição da pressão plantar através de curvas isobáricas (conjunto de linhas interligando pontos a idênticos níveis de pressão) [14].

3.6.4- Exemplos de diferentes tipos de plataformas

A primeira gravação de dados da superfície plantar foi realizada em 1880 através do trabalho de Marcy e Demeny. Já em 1947, Schwartz usava sensores piezoelétricos posicionados sob a superfície plantar dos pés para realizar uma análise de marcha dinâmica [71]. Atualmente existe uma variedade de tecnologias para a aquisição de dados sobre a superfície plantar, sendo que com o avanço da tecnologia estes sistemas sofrem modificações contantes de forma a fornecer uma melhor experiência ao utilizador.

Para esta abordagem realizou-se, então, uma pesquisa sobre as plataformas que se encontram disponíveis ao consumidor. São aqui comparadas oito empresas (*Sensing Future, Mediologic, Zebris, AM cube, Medicauteurs, Tekscan, RScan e Novel Eletronics*) e os respetivos produtos. Algumas plataformas estão ilustradas na Figura 3.7.



Figura 3.7 - Sistema de medição FDM SX [77], FootScan [78] e Win-pod [76].

A plataforma utilizada como referência para esta pesquisa de mercado foi a plataforma *PhysioSensing*, da *SensingFuture*, que vai ser utilizada para esta dissertação.

A plataforma *PhysioSensing* (Figura 3.6) é uma plataforma de pressões com *biofeedback* visual para apoiar as atividades de terapia e reabilitação física. É indicada para questões neurológicas e músculo esqueléticas, para reabilitação física de AVC, equilíbrio e estabilidade. A questão do equilíbrio consiste na realização de exercícios de avaliação. Equipado com 1600 sensores do tipo resistivos, cada um com 1 centímetro por metro quadrado, a plataforma *Physiosensing* permite a análise do mapa da pressão plantar. Além da distribuição de pressão, outras características, tais como as coordenadas do centro de pressão e os pontos de carga máximas são possíveis de obter. A transmissão de dados e a alimentação da plataforma é realizada via *Universal Serial Bus* (USB), apresenta uma taxa de aquisição de 100 imagens/segundo. Os valores de pressão são obtidos através de um conversor Analógico Digital (conversor A/D) de 8 bits, ou seja, valores de 0 a 255 [4].

3.6.5 - Comparação de diferentes tipos de plataformas

Tabela 3.3: Comparação das plataformas de pressões existentes no mercado [4, 76, 77, 78, 79, 80, 81].

Fabricante	Modelo da plataforma	Tamanho (comprimento x altura) (mm)	Peso da plataforma a (kg)	Superfície de sensores ativa	Número de sensores	Frequência Máxima (Hz)
Medilogic	<i>medilogic Platform Basic</i>	550 x 400	5	480 x 240	2048	-
	<i>medilogic® Platform Pro</i>	530 x 540	-	480 x 480	4096	20
Zebris	<i>FDM S</i>	69 x 40 x 2.1	-	54 x 33	2560	120 ou 240
AM Cube	<i>FootWork Pro</i>	645 x 520 x 25	4	490 x 490	4096	-
SensingFuture	<i>PhysioSensing</i>	610 x 580 x 10	-	400x400	1600	100
Medicaptureurs	<i>S-plate</i>	610 x 580 x 40	6,6	400 x 400	1600	100
	<i>Win-pod</i>	530 x 600 x 45	6	400 x 400	-	200
Tekscan	<i>MatSacn®</i>	-	1,7	436 x 369	2288	100
	<i>Walkway™ Gait Analysis System</i>	935 x 584	-	872 x 369	-	100
RSscan	<i>0,5m Entry Level footscan system</i>	578 x 418 x 12	4,2	488 x 325	4096	300
Novel Eletronics	<i>Emed x400 platform</i>	700 x 403 x 15.5	-	475 x 320	6080	100 ou 400
	<i>Emed-le platform</i>	628 x 360 x 15	4,5	452 x 311	2816	50

A partir da Tabela 3.3 é possível observar algumas diferenças entre as plataformas. As plataformas das empresas *Novel Eletronics* e *AM cube* são as que apresentam o maior comprimento. As plataformas da empresa *Zebris* apresentam como vantagem o facto de se poder combinar duas plataformas do mesmo tipo, assim o comprimento da plataforma pode ser duplicado, tornando-as adequadas para avaliações desportivas, por exemplo. O modelo *emed®-x400 platform* da *Novel Eletronics* possui um valor considerável de sensores face às restantes o que lhes confere alguma vantagem comercial. Contudo, um maior número de sensores implica um preço superior. A *RSscan* apresenta ainda a vantagem de vender plataformas à medida, onde o cliente pode encomendar o tamanho que pretende (num fator multiplicativo de 0,5 m), permitindo adaptar-se aos objetivos de cada estudo, como por exemplo avaliar a marcha/pressão plantar na fase estática ou dinâmica. Embora a marca afirme que a plataforma da *Tekscan Walkway System* seja ideal para avaliar determinadas doenças que afetam a marcha e o sistema neuromuscular, normalmente não se encontram plataformas com as dimensões

desta em laboratórios de análise de movimento com finalidade clínica. As restantes plataformas indicadas na Tabela 9 apresentam as dimensões normalmente requeridas em laboratórios para análise biomecânica do movimento.

Ao nível da tecnologia de medição, são usualmente considerados como requisitos mínimos: frequência de amostragem entre os 45 e os 100 Hz; tempo de resposta de 25 ms (que corresponde a um quarto do período de frequência mínima (10 Hz) do intervalo de sinais típicos presentes durante a marcha), uma resolução espacial de 8 mm (se sensores forem configurados sob a forma de uma matriz, quanto menor o tamanho do elemento sensorial melhor), e o intervalo de medição mínimo deverá ser dos 20 aos 900 kPa, por fim os diferentes dispositivos de medição devem permitir calibrar individualmente cada sensor [64].

3.7- Plataformas baseadas em tecidos inteligentes

Os utilizadores destas plataformas procuram cada vez mais soluções simples, leves, e de fácil transporte de modo a facilitar o dia-a-dia. No mercado existem inúmeras plataformas de pressão, mas todas elas apresentam essencialmente duas desvantagens, o peso e as dimensões, o que dificulta o seu uso e transporte. Daí a necessidade de conceber uma plataforma que seja maleável, dobrável, portátil e de baixo peso. Por outro lado, uma característica desejável num tecido inteligente é a de poder ser comprimido sem que tal afete os respetivos circuitos.

O aparecimento e o crescimento da área dos tecidos inteligentes no mercado vieram introduzir novas alternativas para a solução deste problema [83]. Na área da eletrónica uma das evoluções tecnológicas presentes atualmente visa criar, rapidamente equipamentos que poderão ser integrados em tecidos [84]. Alguns produtos deste género já estão no mercado. Contudo, a indústria ainda não pode expandir este negócio como gostaria apesar do pequeno tamanho destes equipamentos, pois estes ainda não apresentam o tamanho ideal [85]. A próxima etapa será integrar microcontroladores e outros dispositivos diretamente nos tecidos de forma o mais impercetível possível. Até agora a maioria (se não todos) dos dispositivos no mercado recorrem a processamento externo, realizado por um sistema baseado num microcontrolador que regista os dados e estabelece comunicação com o computador onde corre a aplicação computacional de análise dos dados [84].

É notório que têm surgido várias soluções baseadas em tecidos inteligentes, contribuindo para o desenvolvimento de novos projetos de modo a fornecer uma melhor experiência ao utilizador. O mercado dos dispositivos médicos encara a utilização dos tecidos inteligentes numa clara tendência futura [78]. Assim o objetivo desta dissertação é a transformação da plataforma PhysioSensing, atualmente rígida e constituída com sensores de pressão [4], num novo modelo baseado num tecido inteligente sensível à pressão que possua as mesmas características de medição que as da plataforma atual, mas ao mesmo tempo tenha as vantagens de ser maleável, leve e portátil.

A plataforma que será concebida deve apresentar as seguintes características:

- Vários sensores têxteis de pressão para se ter uma boa resolução;
- Sensores o mais pequenos possível, para garantir dados mais fiáveis, uma vez que a finalidade da plataforma será analisar a superfície plantar em várias subdivisões anatómicas;
- Taxa de amostragem elevada - para se obter o máximo número de pontos de pressão durante a passada;
- Dobrável, maleável, portátil, leve e fina - Para facilitar o seu transporte e uso;
- Económico - de modo a ser competitivo com o mercado atual, mas apresentando uma boa relação qualidade/preço;

- Ligação por cabo USB ao computador, sendo a alimentação também fornecida pelo barramento USB, não sendo necessária a utilização de baterias.

Capítulo 4

Tecidos Inteligentes

Os avanços verificados na criação de tecidos inteligentes têm seguido caminhos distintos, visando contudo um objetivo comum: a criação de tecidos, materiais e técnicas de produção com excelente *design*, ecologicamente sustentáveis e inovadores, aproximando cada vez mais o *design* com a arte, a tecnologia e a ciência. Muitos destes avanços na fabricação, surgiram a partir da investigação para usos militares e espaciais [83, 85].

As aplicações de têxteis inteligentes são ainda algo restritas. Este facto deve-se essencialmente ao estado de desenvolvimento embrionário, e não devido ao seu potencial. Existem alguns campos que se tornam muito mais atrativos para os têxteis inteligentes, como as áreas da saúde e militar, sendo nestas áreas que se encontra mais investimento para o desenvolvimento de roupas inteligentes capazes de comunicar com um recetor para onde são enviados dados vitais de monitorização tais como batimento cardíaco, o eletrocardiograma, e respiração [85].

4.1- Breve história

O termo “tecidos inteligentes” é a tradução dos termos de “*smart textiles*” ou “*e-textiles*” (eletrónica + têxteis) e deriva do conceito de materiais inteligentes ou “*smart materials*”. A ideia de incorporar sistemas eletrónicos em tecidos ocorreu pela primeira vez no final de 1970 [85]. O conceito de tecido inteligente, por sua vez, foi apresentado pela primeira vez no Japão em 1989. No entanto, foi apenas no final dos anos 90 do século passado que os materiais inteligentes foram introduzidos no setor têxtil. Estes tecidos e materiais têm vindo a ser explorados em projetos académicos e industriais, para o desenvolvimento de sistemas médicos, nomeadamente para monitorização de sinais vitais [84]. Dado o interesse demonstrado por empresas multinacionais da indústria da eletrónica, por exemplo, *Nokia*, *Philips*, *Ericsson* e *Motorola*, portanto, pode-se deduzir que as empresas percebem que a área dos tecidos inteligentes determinará uma das próximas gerações dos dispositivos eletrónicos. Iniciativas de organizações governamentais, particularmente no domínio militar, como a NASA nos Estados Unidos da América e no Ministério da Defesa do Reino Unido, são considerados como os principais motivos para o rápido desenvolvimento da área dos tecidos inteligentes [86].

Esta área tem sofrido enormes avanços, contudo ainda não têm sido suficientes para o potencial que esta área apresenta. No futuro calcula-se que o próprio tecido seja a parte inteligente (Tabela 4.1) [85, 87].

Tabela 4.1: Evolução dos Tecidos Inteligentes [87].

Antes	Atualmente	Futuro
<i>Textile and Part</i>	<i>Textile with Part</i>	<i>Textile is Part</i>
<i>Textile-adapted</i>	<i>Textile-integrated</i>	<i>Textile-based</i>

4.2- Definição

Para definir um material inteligente, em primeira análise é necessário entender o conceito de comportamento inteligente. Temos um comportamento inteligente quando um material pode sentir um estímulo no seu ambiente e desencadear uma reação de uma forma útil, fiável, reproduzível e geralmente reversível. Por definição, estes materiais podem mudar as suas propriedades mecânicas (forma, dureza, viscosidade) ou propriedades térmicas, óticas ou eletromagnéticas, de forma previsível e controlada, para produzir uma resposta ao meio que as envolve. Podem ser incluídos neste conceito materiais que executam funções de detecção e atuação, como materiais piezoelétricos, elétricos, magnéticos ou com memória de forma, entre outros. Assim, materiais inteligentes são os materiais que tem uma ou mais propriedades que podem, de forma significativa, registar uma mudança devido a um estímulo que pode ter origem em esforço mecânico, temperatura, vapor, pH, elétrico, magnético. Existe uma variedade enorme deste tipo de materiais, sendo que alguns já fazem parte das nossas rotinas [88].

Os tecidos inteligentes podem ser divididos em vários subgrupos, nomeadamente em tecidos inteligentes passivos, ativos e adaptativos (por vezes denominado tecidos muito inteligentes). Os tecidos inteligentes passivos apresentam o nível de complexidade mais baixo. Este tipo de produto apenas pode sentir estímulos ou condições ambientais funcionando basicamente como sensores. Os tecidos inteligentes ativos, além de conseguirem sentir os estímulos ou condições ambientais como os anteriores, também têm a função de atuador, produzindo uma reação ao estímulo. Os tecidos adaptativos são o grupo mais complexo, pois para além de sentir o estímulo e provocar uma reação, têm ainda a capacidade de se adaptarem de acordo com a resposta [85].

Na Figura 4.1, estão representados os vários blocos que fazem parte da construção de um sistema que devem ser perfeitamente integrados para realizar uma plena visão sobre os tecidos inteligentes.



Figura 4.1- Visão geral dos tecidos inteligentes [Adaptado de 89].

De uma maneira geral, tecidos inteligentes são tecidos que possuem componentes digitais, eletrónica e computação, que são integrados na estrutura têxtil [85, 89].

4.3. - Funções e componentes dos tecidos inteligentes

Os tecidos inteligentes são normalmente feitos de fibras e fios finos e flexíveis que têm uma elevada relação comprimento/diâmetro. As fibras condutoras são o elemento chave para construir tecidos inteligentes com propriedades elétricas conhecidas. Para além da sua constituição básica e propriedades enquanto fibras/condutores, estas podem ainda ser organizadas de várias formas, sendo por isso este processo muito abrangente, dando origem tanto a múltiplos e diversificados produtos [90].

Os tecidos inteligentes são tecidos que possuem componentes digitais, que são integrados na sua estrutura interna, sendo capazes de detectar, acionar, gerar/armazenar energia e/ou comunicar [67]. A integração destes componentes pode ser feita a vários níveis. Os componentes eletrónicos a serem integrados têm de ser leves, confortáveis, de pequenas dimensões e devem ainda ser muito eficientes em termos de consumo de energia. As fibras e os fios utilizados para estes casos, são usados como dispositivos de ligação. O fluxo de corrente nos tecidos depende de [91]:

- Material condutor utilizado;
- Percentagem de fibras condutoras;
- Estrutura do tecido;
- Superfície de contato das fibras condutoras.

No entanto, existem algumas dificuldades na criação de tecidos inteligentes. As funções elétricas têm de ser incorporadas nos tecidos de tal forma que a flexibilidade e o conforto do tecido não fiquem

comprometidos. As fibras e tecidos têm de satisfazer requisitos especiais relativos à condutividade mas não só, também ao processamento e usabilidade; têm de ser capazes de suportar o manuseamento que é típico para os têxteis, por exemplo, a tecelagem, lavagem e enrugamento, sem danificar a funcionalidade; as fibras usadas em peças vestíveis têm que ser finas e confortáveis de usar; os tecidos precisam de ter uma baixa resistência mecânica à flexão e corte, para que possam ser facilmente deformados e cobertos. Quanto mais próximos os têxteis estão do corpo, mais flexível e leves têm de ser. Estas exigências consitituem ainda um grande desafio nesta área [85].

Existem algumas funções e componentes que são requisitos em qualquer tecido inteligente, entre elas:

- **Sensores** - O material capta um estímulo que teve origem no meio ambiente envolvente. Idealmente, o substrato têxtil deverá ter a capacidade de recolher e transmitir a informação detetada [85];
- **Processamento de dados** - Esta função é facultativa e apenas é requerida se o material for ativo, sendo necessário para esta função a integração de componentes eletrónicos. Atualmente, apenas com materiais têxteis ainda não é possível fazer o processamento de dados [92];
- **Atuação** - Como definição geral, um atuador refere-se a um componente que normalmente converte um impulso eletrónico em movimento mecânico. Num contexto de têxtil inteligente, o atuador deve ser capaz de retornar informação ou energia ao estímulo recebido. Um atuador pode realiza uma função, provocar uma resposta, mover elementos, libertar substâncias, ou produzir um impulso sonoro;
- **Armazenamento de energia** - O armazenamento de energia é uma função que pode ser essencial para as funções anteriores, se realizadas com energia elétrica. A investigação tem vindo a crescer neste campo, existindo já soluções que produzem energia a partir do calor corporal, pela ação mecânica das roupas, por captura de radiação electromagnética, ou ainda por radiação solar. O fornecimento de energia deve ser então ligado a um sistema de armazenamento de energia;
- **Comunicação** - A comunicação entre as várias funções de um tecido inteligente pode ocorrer a vários níveis. A comunicação pode acontecer entre o utilizador e o produto têxtil e no sentido inverso [85, 93]. Para a comunicação entre os diferentes componentes dos tecidos inteligentes, ambas as tecnologias com e sem fios, são aplicáveis. Conexões com fio são viáveis em muitos casos, mas podem causar rigidez e adicionar peso ao sistema. As comunicações sem fio aumentam a flexibilidade, mas também a complexidade do sistema. Atualmente, as questões de transferência de dados são um verdadeiro desafio em sistemas inteligentes. Tem de haver um compromisso baseado nos requisitos de aplicação, ambiente operacional, tecnologias disponíveis e custos;
- **Fonte de alimentação de um material têxtil** - A fonte de alimentação é geralmente a parte “maior e mais pesada” dos computadores portáteis atuais. Existem várias abordagens para diminuir o consumo de energia. A alternativa à utilização de baterias é a utilização de diferentes fontes de energia disponíveis no corpo humano, que podem ser transformadas em energia elétrica como por exemplo a temperatura corporal ou o movimento do corpo [80].

Na Figura 4.2 podemos observar, em resumo, os componentes principais necessários para um tecido inteligente.

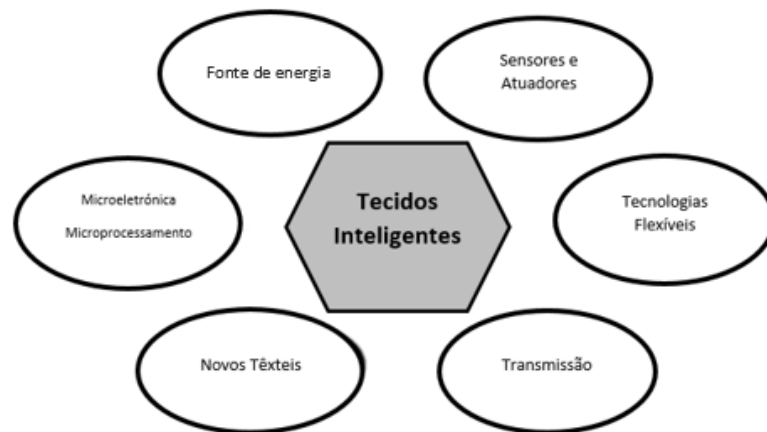


Figura 4.2- Principais componentes dos tecidos inteligentes [Adaptado de 94].

Os tecidos inteligentes têm sido, sem dúvida, importantes para setor do empreendedorismo têxtil ao longo da próxima década e tornam-se cada vez mais parte da vida quotidiana. O *design* é importante pois torna essas peças atrativas. Por último, a sua produção é efetuada a nível industrial, de forma rápida e rentável. A maior dificuldade de tal tarefa em atingir este nível, será a de conseguir no final obter um produto maleável, flexível, resistente à água pois deverá ser lavável, ter características estruturais mecânica boas, condutividade elétrica, entre outras [85].

4.4. Características dos tecidos inteligentes

Os tecidos inteligentes devem possuir características como:

- **Funcionalidade** - A funcionalidade de um tecido inteligente é também um fator importante e pode ser avaliada em aplicações de interface ou dispositivos de comunicação, como teclados ou eletrodos têxteis, ou para implementar linhas de transmissão de sinal;
- **Usabilidade** - Este aspeto é um fator importante para uma eficaz implementação nos materiais têxteis e para uma mais rápida e fácil disseminação entre os consumidores finais. A usabilidade é associada com capacidade de aprendizagem, eficácia, memorização, baixa taxa de erro e satisfação. Como tal, alguns destes aspetos deverão verificar-se para se atingir uma usabilidade satisfatória;
- **Segurança** - Os tecidos inteligentes podem ter como danos/problemas recorrentes o sobreaquecimento e curto-circuitos, ou apresentarem fugas ou descargas elétricas;
- **Durabilidade** - A durabilidade deverá ser classificada em função das condições adversas de uso, de condições de lavagem e de utilização diária. Na construção de têxteis inteligentes, que implicam o uso de componentes eletrónicos, estes deverão ser protegidos, dada a sua incompatibilidade com a água ou ambientes húmidos [85].

Estas características são herdadas diretamente das áreas da tecnologia que permitem produzir eficazmente cada tecido inteligente. Na Figura 4.3 é apresentada a origem das diferentes características e a associação destas à respetiva área.

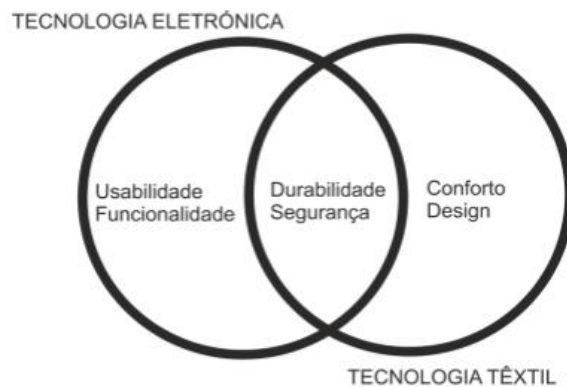


Figura 4.3- Caracterização dos tecidos inteligentes [Adaptado de 92].

4.5. Aplicações dos tecidos inteligentes

As áreas de aplicação dos tecidos inteligentes são diversas e incluem saúde, moda, desporto e bem-estar, segurança e proteção, a construção automóvel e de transportes, segurança, iluminação, aplicações industriais, defesa, agro-têxtil, têxteis-lar e interiores, embalagens, arquitetura, energia, telecomunicações, e *displays*.

- **Saúde:** Alguns dos objetivos dos tecidos inteligentes nesta área são:
 - Ajudar o paciente durante a reabilitação;
 - Ajudar os trabalhadores profissionais durante atividades de risco;
 - Assegurar o acompanhamento inteligente dos utilizadores durante, por exemplo, tarefas diárias e exercício físico. Esse *feedback* pode incluir alertas e avisos, para garantir a segurança e fornecer garantias;
 - Transmissão automática de parâmetros fisiológicos ou clinicamente sensíveis;
 - Serviços de alerta de emergência, se a situação se tornar crítica (ausência de resposta do paciente, sinais vitais alarmantes);
 - Permitir a interpretação e extrapolação do índice relacionado às condições fisiológicas, considerando todos os dados simultaneamente;
 - Garantir uma interface amigável para os profissionais de saúde [94].

Existe disponível no mercado o *VitalJacket* (Figura 4.4) que permite monitorizar temperatura, curvas de electrocardiograma e frequência cardíaca. A captura é feita através de elétrodos descartáveis que são ligados à estrutura da camisola, através de molas e em pontos específicos. Na camisola existe uma pequena bolsa onde deve ser colocado um dispositivo que armazena os dados num cartão de memória, ou transmite-os em tempo real, através de *bluetooth* para um computador ou um *smartphone*, onde corre um *software* específico que analisa detalhadamente os sinais recebidos. O processo de funcionamento deste equipamento é baseado na tinta condutora que através de estampa, liga vários pontos de medição, completando o circuito. Este equipamento pode ser usado quer a nível médico, quer a nível desportivo [95].



Figura 4.4 - VitalJacket [95].

O futuro da saúde aguarda por inovações e a multidisciplinaridade é o fator principal para que a evolução se faça nesta área que está cada vez mais sedenta por novas descobertas.

- **No campo do desporto**, relacionado com cuidados de saúde, também tem sido muito melhorado e muitas empresas globais como a *Adidas*, *O'Neill*, *Nike*, e *Polar* já introduziram produtos de tecidos inteligentes no mercado. O sutiã desportivo *NuMetrex* representa uma aplicação comercial para monitorizar a frequência cardíaca (Figura 4.5) [96].



Figura 4.5- NuMetrex™ Sports Bra [96].

- **Vestuário interativo:** O termo “*Smart clothing*” é uma aplicação dos tecidos inteligentes. Este termo refere-se a todo o vestuário feito com tecidos inteligentes ou nos quais eles são aplicados. Do ponto de vista da indústria eletrónica, a roupa é um meio de interface ideal entre humanos e produtos eletrónicos devido à sua mobilidade, interação natural e tecnologias avançadas no domínio da microelectrónica e da área têxtil inteligente [93, 97].

- **Automóvel:** Esta é uma área promissora para a aplicação de tecidos inteligentes uma vez que os automóveis já contêm uma grande variedade de superfícies têxteis (por exemplo, estofos, tapetes, portas, pneus, cintos de segurança, *air bags*, etc). Até agora, têxteis inteligentes para aplicação automóvel incluem tecidos que fornecem aquecimento nos estofos ou nas superfícies laterais [97].

4.6. Requisitos para a construção de um tecido inteligente

Num cenário de projeção futurista, os tecidos serão uma infraestrutura de comunicação, fornecendo de forma impercetível as informações geradas para monitorizar áreas como a saúde [97]. Esta procura por novas soluções tem criado algumas possibilidades para acrescentar valor aos

substratos têxteis tradicionais através do incremento de diferentes funcionalidades, seja pela utilização de novas fibras [98, 99], pelo desenvolvimento de novas estruturas, pela aplicação de novos acabamentos, ou mesmo pela integração de sistemas eletrônicos. A funcionalidade dos têxteis inteligentes passará por recolher informação do utilizador ou meio circundante e por processar a informação recolhida. Para realizar estas funções, os têxteis inteligentes devem ser portadores de capacidade singulares que não se encontram nas fibras convencionais, sejam naturais ou artificiais.

A tecnologia têxtil, a tecnologia eletrónica e os materiais apresentam muitas diferenças, no entanto são essenciais para a construção de casos particulares dos tecidos inteligentes. A integração de eletrónica em produtos têxteis não é fácil, nomeadamente devido a:

- **Diferença de condutividade elétrica:** os componentes eletrónicos apresentam sempre uma condutividade compreendida entre os condutores e os semicondutores. A natureza das fibras têxteis é não condutora;

- **Sensibilidade a ambientes húmidos:** A tecnologia eletrónica é por natureza uma tecnologia em que o ambiente húmido altera o seu funcionamento levando em muitos casos a danificação do mesmo, destruindo as propriedades condutoras desta. Contrariamente, os têxteis encontram-se diariamente em contato com humidade, absorvendo suores ou na lavagem, por exemplo;

- **Flexibilidade dos materiais:** os materiais têxteis apresentam fios flexíveis obtidos através de torção induzida nas fibras, são moldáveis e até podem ser sujeitos a forças de tração sem perder as suas propriedades. Os componentes eletrónicos são normalmente rígidos. Se um material é suscetível de reagir a uma mudança física quando sujeito a estímulos externo, esse material é potencialmente utilizável como sensor. A aplicabilidade de qualquer material que seja um potencial sensor é sempre limitada pela possível inclusão em têxteis [85].

4.6.1 Tecido

O tecido têxtil é um material à base de fios de fibra natural ou sintética. Os tecidos possuem uma interface abrangente e confortável, sendo sem dúvida uma plataforma ideal para incorporação de módulos eletrónicos através da utilização de fibras e fios têxteis condutores, o que permite que estes se tornem sistemas eletrónicos totalmente funcionais e essencialmente práticos.

4.6.2. Fibras

Fibras ou fios têxteis são materiais naturais, artificiais ou sintéticos, que devido à elevada relação comprimento/diâmetro, e às características de flexibilidade, suavidade, resistência, tenacidade, finura e elasticidade são ideais para aplicações têxteis.

Os fios são produzidos a partir de misturas poliméricas não condutoras com cargas carbónicas, tal como nanotubos de carbono. Podem ainda ser utilizadas partículas metálicas ou fibras de aço. No entanto, a utilização de metal nos fios é uma desvantagem, pois o metal facilmente danifica a estrutura dos mesmos. Além deste facto, a incompatibilidade com ambientes húmidos e a pouca flexibilidade destes materiais podem refletir na redução da usabilidade, da mobilidade, do desconforto para o utente e do tempo de vida útil do produto. Polímeros intrinsecamente condutores surgem como uma alternativa aos fios metálicos. Também conhecidos como metais sintéticos, conseguem juntar as propriedades elétricas, eletrónicas e magnéticas dos metais, mantendo as propriedades mecânicas e a sua processabilidade. Existe ainda outra alternativa para obtenção de

materiais fibrosos condutores, as nanofibras. Estas são necessárias em menores concentrações e são por natureza mais finas, o que as torna mais flexíveis que as outras opções [85].

A condutividade em têxteis é conseguida pela aplicação de revestimentos metálicos, de compósitos com nanopartículas condutoras ou nanotubos de carbono como revestimento de fibras sintéticas como poliéster, poliamida ou fibras acrílicas. Futuramente pretende-se a integração do material mecânico (por exemplo um material piezoelétrico) a nível do fio (Figura 4.6) [100].

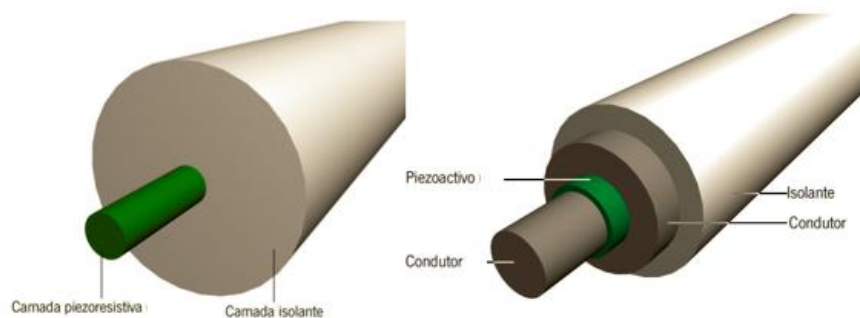


Figura 4.6- Esquematização de uma fibra condutora [100].

O ato de integrar fios condutores no vestuário e em outros materiais têxteis deve ter em conta alguns parâmetros importantes. Um dispositivo integrado num tecido deve ser leve, confortável, de pequenas dimensões e deve ainda ser muito eficiente a nível de consumo de energia. As fibras e os fios condutores podem ser utilizados para estes casos, como dispositivos de ligação e como sensores funcionais. A integração dos componentes eletrónicos pode ser feita a vários níveis. Para tal precisaremos sempre de elementos de ligação. As fibras e fios condutores são então essenciais e desempenham funções como dispositivos de ligação e sensores funcionais.

4.7. Sensores têxteis de pressão

No contexto dos tecidos inteligentes, sensores integrados em roupas inteligentes ou dispositivos móveis, são muitas vezes adaptados para medir parâmetros fisiológicos em humanos (por exemplo, a frequência cardíaca, postura corporal, entre outros) ou para determinar mudanças no ambiente externo, tais como mudanças de distribuição de pressão quando uma pessoa anda através de um tapete ou alguém se senta numa cadeira instrumentada com sensores [97].

Um sensor de pressão têxtil (por exemplo, o representado na Figura 4.7) foi concebido para medir a distribuição da pressão sobre o corpo humano.



Figura 4.7- Sensor têxtil de pressão [101].

Na Figura 4.8 é possível observar um esquema da constituição de um sensor têxtil de pressão. Os eléctrodos construídos com tecidos condutores estão dispostos em ambos os lados de um espaço compressível. Assim, estes sensores têxteis são discretos, confortáveis, leves, e laváveis. Os sensores são colocados na roupa em posições predefinidas e estudadas, e o utilizador não precisa de se preocupar com o posicionamento deles [101].

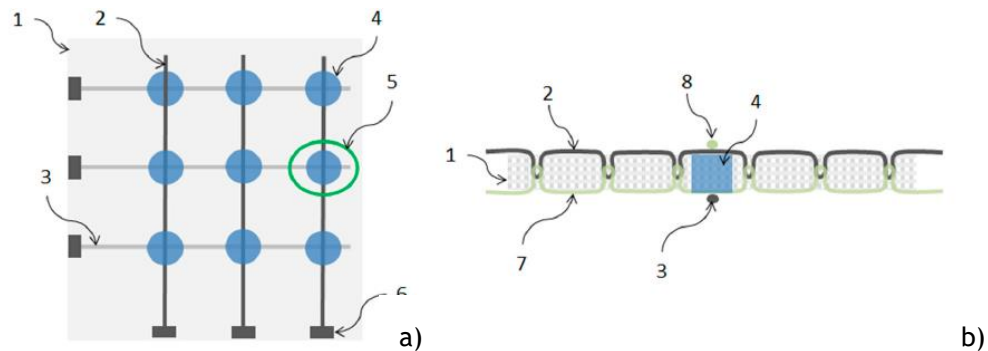


Figura 4.8- Esquema de um sensor têxtil de pressão. a) Vista superior de uma matriz de 3 x 3 onde é possível identificar: 1 - camada de fabrico, 2 - superfície condutora, 3 - superfície condutora inferior, 4 - zona revestida com polímero condutor, 5 - elemento sensorial e 6 - conector elétrico para medição. b) Visão transversal do sensor que ilustra a relação entre o tecido (1), as fibras condutoras (2 e 3), fibras não-condutoras (7 e 8) e a zona revestida com polímero (4) que criam uma estrutura sensível à força aplicada de força-sensibilidade (o conector (6) não está representado nesta figura). [102].

Os sensores de pressão baseado em têxteis, têm sido amplamente explorados para uma variedade de aplicações incluindo o cuidado de idosos, diagnósticos, monitorização e deteção de movimento humano devido à sua integrabilidade em tecidos como roupas. Para realizar um sensor de pressão baseado em têxteis de alto desempenho, vários tipos de sensores de pressão como capacitivos, piezoresistivos, piezoelétricos e óticos foram desenvolvidos. Entre os tipos de sensores de pressão mencionados, um sensor de pressão capacitivo tem vantagens em termos do seu design e análise de dados simples, alta sensibilidade, excelente estabilidade e baixo consumo de energia.

Para desenvolver um sensor de pressão de alta *performance* baseado em têxteis, é essencial possuir fibras condutoras com condutividade elétrica e estabilidade contra a deformação externa. A tendência das investigações futuras incidirá certamente na utilização de materiais poliméricos, com a capacidade de conduzir eletricidade. Um fator a ter em conta é a impedância unitária natural da pele humana varia significativamente entre $200\Omega\text{cm}^2$ e $93\text{K}\Omega\text{cm}^2$ [98]. Para um normal funcionamento de um sistema têxtil inteligente a prioridade deve incidir na conceção de eléctrodos têxteis com alta condutividade elétrica. Um eléctrodo têxtil deve ser suficientemente flexível de modo a não prejudicar a mobilidade e satisfação do utilizador, não provocar danos na pele, e ser dimensionado tendo em conta a possível baixa condutividade, que provocará ruído, dificultando a aquisição de sinal [85].

Não existe ainda uma grande gama de sensores feitos à medida de uma integração em substratos têxteis mas a introdução da nanotecnologia permitirá um avanço nesse sentido. A rigidez continua a ser uma limitação física para a inclusão de materiais mas assiste-se a um significativo avanço nesta área. Por outro lado, alguns elementos de eletrónica têm dimensões suficientemente pequenas para se conseguir a introdução deste no têxtil.

A utilização destes sensores, neste caso, será a ligação entre tecidos inteligentes e as plataformas de captura de informação sobre a marcha.

4.8. Barreiras/desafios

O desenvolvimento na área dos tecidos inteligentes só poderia ser concebida através de uma combinação de avanços recentes em campos tão diversos como a investigação de fibras e polímeros, processamento de materiais avançados, microeletrónica, sensores, nanotecnologias, telecomunicações, informática, bioquímica e medicina. Uma análise SWOT da tecnologia desenvolvida mostrou que a força principal é a integração na vida diária; fraqueza é na complexidade e falta de maturidade da industrialização; as oportunidades estão previstos na área de necessidade. Finalmente, as principais ameaças estão ligadas à aceitação do utilizador, devido a problemas de usabilidade [103].

Existem determinadas questões específicas que ainda não estão resolvidas no âmbito desta área:

- Falta de fibras especificamente para desenvolvimento de tecidos inteligentes;
- Falta de conectores têxteis (de têxteis à eletrónica);
- Interface, conectividade, deteção, contato com a pele, transmissão, fabricação e usabilidade não estão suficientemente desenvolvidas nem testadas;
- Há definitivamente uma necessidade de normas e regulamentação internacionais, protocolos de validação certificada comum, controlo de qualidade durante a produção;
- Integração de dispositivos (fibras, por exemplo, piezoelétricos, transistores de fios) em tecidos, para existir uma transição entre componentes [97, 98].

A área dos tecidos inteligentes ainda é uma área muito embrionária, e existem ainda pontos que precisam de ser investigados. Contudo, devido aos avanços tecnológicos e à necessidade e investigação constante, estima-se que esta área dentro de uns anos possa responder e ultrapassar todas as barreiras que neste momento encontra [97].

Capítulo 5

Metodologia Desenvolvida e Apresentação de Resultados

Neste capítulo abordam-se os processos e métodos envolvidos no desenvolvimento desta dissertação, desde a pesquisa e seleção da plataforma à base de tecidos inteligentes à realização do estudo clínico com o objetivo de investigar a influência da neuropatia diabética no aparecimento de úlceras plantares, devido à alteração da distribuição da pressão plantar e também avaliar o desempenho e a fiabilidade desta nova plataforma na prática clínica. Para o estudo foi imprescindível a colaboração médica para garantir a segurança e a fiabilidade dos pacientes e dos dados clínicos.

Encontrará-se também a explicação dos aplicativos de *software* feitos, a metodologia e procedimentos utilizados na realização do estudo clínico, analisar e esclarecer todas as questões acerca da atual plataforma à base de tecidos inteligentes, como por exemplo a resolução da mesma, e ver quais os dados/parâmetros com relevância clínica que poderão ser extraídos, a apresentação dos resultados obtidos, e ainda a comparação os dados recolhidos com a atual plataforma do *PhysioSensing* (plataforma de pressões rígida) e a plataforma substituta (baseada em tecidos inteligentes).

5.1. Aquisição da plataforma baseada em tecido inteligente

É notório que têm surgido várias soluções e-têxtil, contribuindo para o desenvolvimento de novos projetos de modo a fornecer uma melhor experiência ao utilizador [83]. Com este projeto, como já referido, pretende-se que as zonas sensíveis de pressão, atualmente baseada numa plataforma de pressões rígida sejam substituídas apenas por um tecido inteligente de pressão de modo a que estes meçam as forças/pressão na sua superfície e que facilitem a utilização desse tipo de plataformas inovadoras possuindo características únicas (maleável, leve e fácil de transportar).

5.1.2. Critérios de seleção

Com o conhecimento adquirido foi possível encontrar soluções no mercado aplicáveis ao objetivo do trabalho desenvolvido. Fez-se assim uma avaliação de mercado e procurou-se a melhor solução oferecida atualmente, estabelecendo-se contatos com as respetivas empresas de forma a adquirir o seu produto para este poder ser trabalhado. Da análise de mercado e da seleção dos produtos tendo em vista as características desejáveis, foi realizada uma tabela final com as quatro soluções mais adequadas (Tabela 5.1). Todas elas candidatas a ser a componente do *hardware* neste trabalho, visto o objetivo não ser o desenvolvimento de *hardware*. Após a análise das características pretendidas (maleável, fácil transporte, leve, prático, com um módulo eletrónico com as menores dimensões possível, conectividade USB, entre outras), o *Pressure Sensor Tex* da *SensingTex*, foi o produto selecionado para substituir a plataforma atual do *PhysioSensing*. Estabeleceu-se contacto com a *Sensing Tex* de modo a explicar o âmbito deste trabalho e para adquirir um conhecimento mais detalhado sobre o *Pressure Sensor Tex*.

Tabela 5.1 - Produtos selecionados após a análise de Mercado.

Produtos	Breve Descrição do produto	Questões gerais
Pressure Sensor Tex (Sensing Tex)	O tecido é constituído por fios condutores. A superfície do tecido é uma área têxtil com propriedades de deteção.	1- Quais os materiais utilizados, na composição do têxtil?
Protokinetics ZenoWalkay (Protokinetics)	Deteta e recolhe dados de pressão durante o equilíbrio estático e dinâmico e avaliação da marcha.	2- Como é que é feita a integração do que é "inteligente" no tecido?
Sensor Mats/ SensFloat (FutureShape)	Deteta e monitoriza o comportamento das pessoas. Baseia-se em tecidos inteligentes (material base: poliéster) com uma espessura de 3 mm.	3- Qual o número total de sensores? Qual o tipo de sensor?
PPS Pressure Mapping System (Pressure Profiles)	O mapeamento de pressão do sistema PPS permite aos usuários visualizar a pressão entre o corpo e produtos vestíveis.	4- Como se faz a aquisição dos dados (USB/ bluetooth/wi-fi)?
		5- Qual o peso, tamanho e espessura do tecido?
		6 - De 1 a 10 classificar a capacidade de ser maleável.
		7- Lavável? Qual a temperatura suportada?
		8- Qual a pressão máxima que o sensor mede? Qual a resolução da plataforma?
		9- Qual a taxa de amostragem?

O *Pressure Sensor Tex* é baseado numa tecnologia patenteada utilizando tintas condutoras para criar tecidos finos e elásticos sensíveis à pressão. Esta tecnologia de tintas condutoras pode ser aplicada a qualquer padrão, permitindo que um elemento sensor de pressão de qualquer forma possa seguir a forma e o fluxo do material têxtil. A superfície do tecido é assim transformada numa área têxtil com propriedades de deteção, nomeadamente a pressão ao toque. Este equipamento é fornecido com o *kit* de desenvolvimento (*software development kit*, SDK) composto por um módulo

eletrónico com diferentes entradas para as amostras padrão de sensores de pressão tais como *Bluetooth Classic*, *Bluetooth* de baixa energia e conectividade USB.

O *Pressure Sensor Tex* permite detetar tanto a posição e a pressão que atua no material têxtil. O sensor é implementado de modo a detetar a posição (como coordenadas x-y) e a pressão (coordenada z) em qualquer ponto do material têxtil. As características do sensor de pressão no plano z são determinadas por uma camada têxtil, que combina tecido com uma tinta condutora.

Com esta tecnologia é assim possível o desenvolvimento de produtos que podem determinar as posições x-y-z numa superfície têxtil leve, flexível e elástica. O sensor permite também a deteção da pressão em vários pontos sobre uma grande área de superfície. Os pontos de deteção dentro do sensor podem ser concebidos com diferentes tamanhos e formas, e também ser posicionados em quaisquer pontos dentro da superfície têxtil. Esta flexibilidade permite que o sensor de pressão possa ser utilizado para um número elevado de aplicações [101].

O modelo adquirido da *Sensing Tex* (Figura 5.1) consiste num tecido com 360x360 mm de área com uma matriz de 256 elementos sensitivos e superfície de aquisição de 320x320 mm. Este protótipo permite o desenvolvimento de produtos baseados no mapeamento de pressão.



Figura 5.1- Amostra do *Pressure Sensor Tex* [101].

Esta amostra possui as seguintes características:

- Elemento têxtil: Sensor de mapeamento de pressão;
- Suporte têxtil: Polietersulfona (PES);
- Área: 400x400 mm;
- Número de sensores: 256 sensores;
- Área da matriz de sensores: 320x320 mm;
- Tamanho dos sensores: 10 mm de diâmetro;
- Disposição dos sensores: Matriz 16x16;
- Resolução: 20 mm de centro a centro de sensores adjacentes;
- Conetor: conetor plano de 32 pinos fita dupla 2,54 mm.

O módulo eletrónico desenvolvido pela *Sensing Tex* incorpora todas as principais características de entrada, processamento e saída (Figura 5.2).



Figura 5.2 Constituição do módulo eletrónico (Bateria LiPO recarregável de 1000 mAh e caixa de plástico, cabo micro USB, 2 conectores planos 28AWG 16 pinos, respetivamente) [101].

O módulo eletrónico possui as seguintes características:

- Entradas: Entradas multifuncionais para amostras até 16x16 da *Sensing Tex*;
- Saídas: USB, *Bluetooth Classic*;
- Características: Dados de 12 bits;
- Acessórios: Cabo micro USB, 2 conectores planos 28AWG 16 pinos, bateria LiPO recarregável de 1000 mAh e caixa de plástico;
- Dimensões: 75x35x12 mm;
- Guias de utilização e *software*: Protocolo de comunicação, APIs e *Demo Software* para *Windows* & *Android*.

Após a aquisição da plataforma procedeu-se ao desenvolvimento do *software* para esta nova plataforma, tendo como objetivo apresentar as mesmas funcionalidades que o *software* do *PhysioSensing* dispõe e comparar a realização de determinados exercícios clínicos entre as duas plataformas.

5.2. Software Desenvolvido

O *PhysioSensing*, como referido, é uma plataforma de pressão que fornece um *biofeedback* visual indicado para atividades de fisioterapia e reabilitação. A utilização de equipamentos desta nova geração de produtos permite aos profissionais de saúde avaliar a sua prática clínica e torná-la objetiva e quantificada num relatório clínico valorizando a sua atividade profissional.

Este equipamento é dotado de um *software* com orientações de execução e captura de dados durante a realização de diversos exercícios desde: mapa de pressão, equilíbrio e estabilidade, transferência e distribuição de carga, jogos terapêuticos e futuramente, avaliação do risco de queda. Está disponível em 4 idiomas: português, inglês, francês (menus em francês e relatório em inglês) e espanhol (menus em espanhol e relatório em inglês). Podem-se inserir dados para o peso, em percentagem (%), quilogramas ou libras e para o comprimento metros ou polegadas. Este *software* possui como requisitos o computador ter instalado o *Windows 8* ou superior.

Para este trabalho desenvolveram-se duas aplicações em WPF C#, procurando ter sempre a mesma aparência visual do *software* original do *PhysioSensing*. Uma aplicação inicial em que se estabeleceu a comunicação entre o *software* original com a plataforma à base de tecidos inteligentes e uma

segunda aplicação direcionada para o estudo clínico realizado. Esta segunda aplicação comunicará com a plataforma de pressões e com a plataforma de tecido inteligente.

5.2.1. Interface do *software* PhysioSensing compatível com o tecido inteligente

Como parte inicial do trabalho com os tecidos inteligentes procedeu-se à alteração da ligação com a plataforma baseada em tecidos inteligentes, onde se substitui (parte do) código existente, fornecido pela SDK da *SensingTex* em *Windows Forms*, para conectar com a plataforma *PhysioSensing*. Desta forma o *software PhysioSensing*, da *SensingFuture*, será compatível com esta nova plataforma.

Durante este processo foi aplicado um filtro aos valores em bruto recebidos pelo microprocessador da plataforma de tecido. Este filtro foi aplicado de forma a compensar valores entre as células vizinhas que tenham valores muito discrepantes, para evitar oscilações do centro de pressão (CoP) muito grandes durante a realização dos exercícios inseridos no *software PhysioSensing*.

Após ser estabelecida a comunicação entre o tecido inteligente e o *software*, procedeu-se à execução dos exercícios para verificar se a plataforma correspondia ao pretendido. Apesar desta nova plataforma apresentar um número de sensores inferior e consequentemente uma resolução menor, verificou-se que é possível capturar dados relevantes durante a execução dos exercícios propostos com níveis da qualidade da medição suficientes para caracterizar a atividade realizada.

Seguidamente, será explicado o *software PhysioSensing*.

A Figura 5.3, mostra o menu inicial do *software*.



Figura 5.3 - Menu principal do *software*.

O menu principal apresenta as seguintes funcionalidades:

- Iniciar exercício;
- Gerir utentes;
- Gerir sequências.

É possível iniciar os exercícios sem a adição de nenhuma informação do utente na base de dados. No entanto, é sempre aconselhável inserir os dados do paciente na base de dados, o que permite que os resultados sejam posteriormente adicionados à tabela de resultados do utente em questão. Assim, previamente, ao clicar-se no botão “Iniciar já”, insere-se os dados do utente na base de dados (Clicar

em “Gerir Utentes”) e posteriormente insere-se o nome do utente na caixa onde diz “insira nome...” e ao clicar-se em “Iniciar Já” poder-se-á proceder à realização dos exercícios.

Ao clicar em “gerir utentes” somos encaminhados para uma “página” onde se poderá inserir novo utente e consultar os dados referentes a utentes anteriormente adicionados. Os dados relativos a cada utente são guardados na base de dados referentes a este *software*.



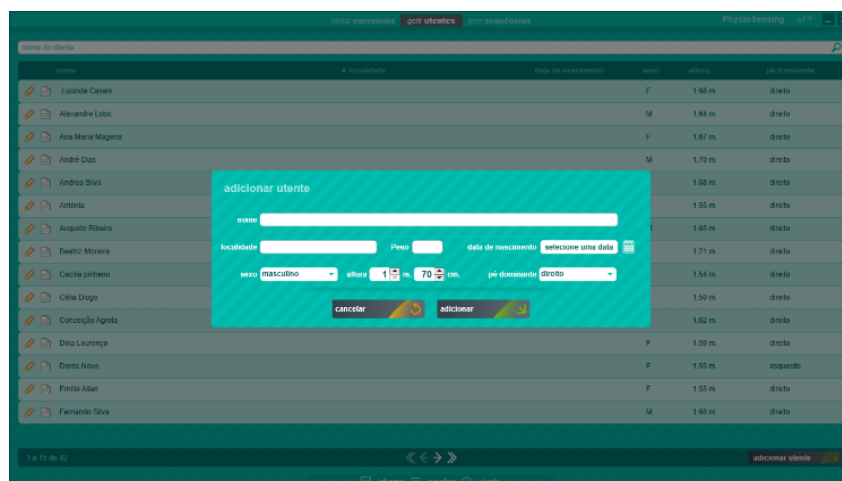
Nome do utente

nome	localidade	data de nascimento	sexo	altura	pé dominante
Lucinda Casais			F	1.68 m.	direito
Alexandre Lobo			M	1.64 m.	direito
Ana Maria Magalhães			F	1.67 m.	direito
André Dias			M	1.70 m.	direito
André Silva			F	1.68 m.	direito
Antónia			F	1.55 m.	direito
Augusto Ribeiro			M	1.65 m.	direito
Beatriz Moreira			F	1.71 m.	direito
Cecília pinheiro			F	1.54 m.	direito
Célia Drago			F	1.50 m.	direito
Conceição Aguiar			F	1.62 m.	direito
Dina Lourenço			F	1.59 m.	direito
Dores Novo			F	1.55 m.	esquerdo
Fátima Aídan			F	1.55 m.	direito
Fernando Silva			M	1.68 m.	direito

1 a 15 de 42

adicionar utente

a)



Nome do utente

nome

localidade

data de nascimento

sexo

altura

pé dominante

cancelar

adicionar

1 a 15 de 42

adicionar utente

b)

Figura 5.4- a) Menu onde é possível ver quais os pacientes inseridos na base de dados com descrição do sexo, peso e qual o pé dominante. b) “Adicionar Utentes” - onde se pode inserir os dados relativos a cada utente.

Ao clicar-se em “gerir sequências”, o profissional de saúde pode criar um treino que consiste numa sucessão de exercícios com os vários parâmetros configuráveis. Após adicionar o exercício o profissional será solicitado de forma a preencher os parâmetros que são configuráveis para cada exercício. Após a finalização da configuração de um treino é possível editar ou apagar este.

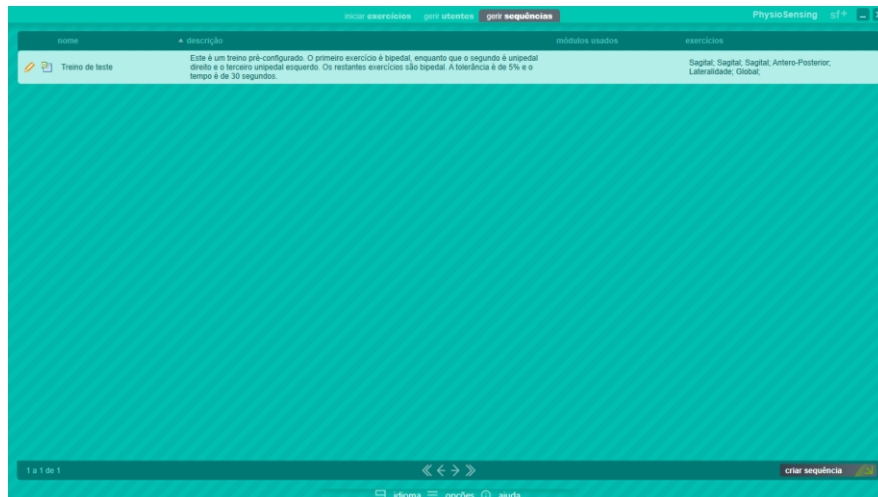


Figura 5.5- Menu “Gerir Sequências”.

Em baixo, poderemos observar como a seleção de exercícios é realizada (Figura 5.6).

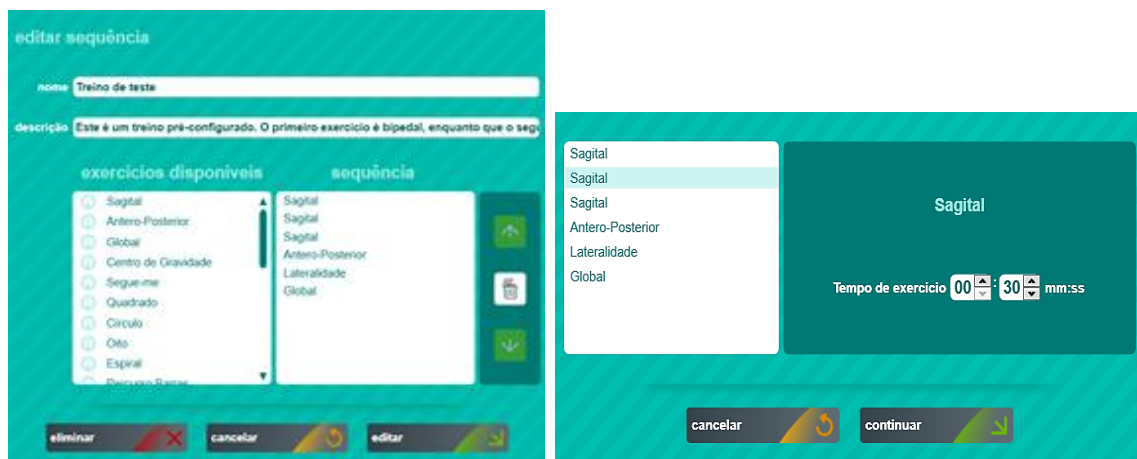


Figura 5.6 - Interface de seleção de exercícios para criar uma sequência e configuração dos parâmetros de cada exercício.

A qualquer momento do processo pode clicar-se no botão com um “x”, que corresponde ao botão que fecha o *software* (Figura 5.7). Seguidamente surge um aviso onde se pergunta ao utilizador “Tem a certeza que deseja sair do programa”? Caso o utilizador selecione a opção “Sim” o programa é fechado, por sua vez, se clicar na opção “Não” poderá continuar no programa, voltando à página onde se encontrava antes de clicar no botão de fechar.

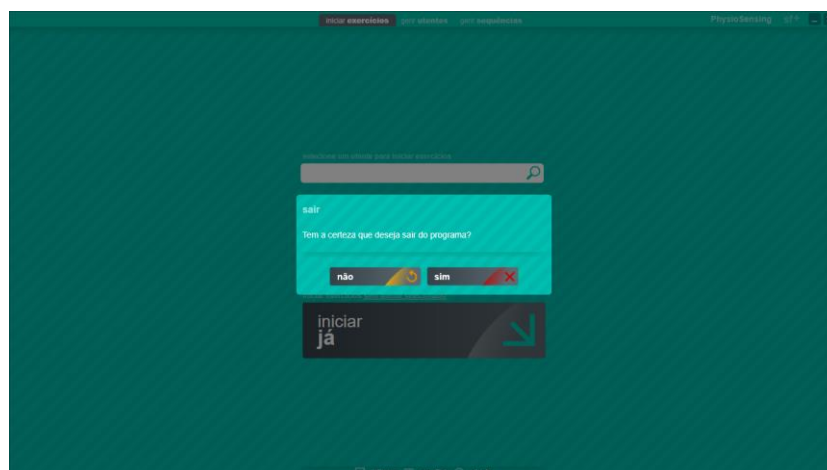


Figura 5.7- Menu “Sair”.

Após o início da sessão com o utente é apresentado o menu da Figura 5.8, onde é possível visualizar diversas funcionalidades e realizar aquelas que foram prescritas ao utente.

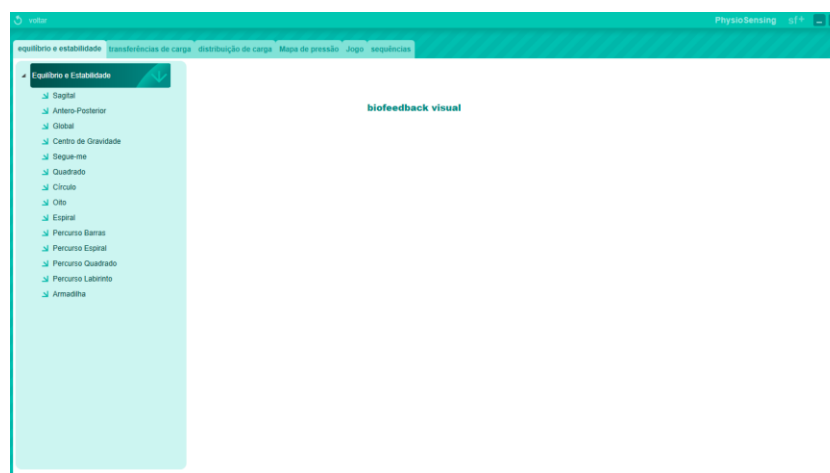


Figura 5.8- Menu onde é possível visualizar as diversas funcionalidades do *software*: equilíbrio e estabilidade, transferência de carga, distribuição de carga, mapa de pressão, jogo, sequências.

Os exercícios de avaliação incluídos no *software* desta plataforma são os seguintes:

- **Equilíbrio e estabilidade** (Figura 5.9): estes exercícios permitem a avaliação e treino do equilíbrio, promovendo a estabilidade e correção da postura. Os exercícios de avaliação de equilíbrio possuem indicadores de carga no plano sagital, anterior-posterior e também em ambos os planos simultaneamente. Nos exercícios de treino de equilíbrio existem interfaces pré-definidas com várias formas e vias para que o paciente possa alcança-los através do movimento pró-ativo do seu centro de gravidade. A dificuldade do exercício pode ser ajustada através do parâmetro de tolerância. O profissional e saúde pode adaptar os exercícios realizando exercícios com suporte de apenas uma perna, bípedes, com agachamentos, em superfície estável ou instável, com olhos abertos ou fechados, etc.

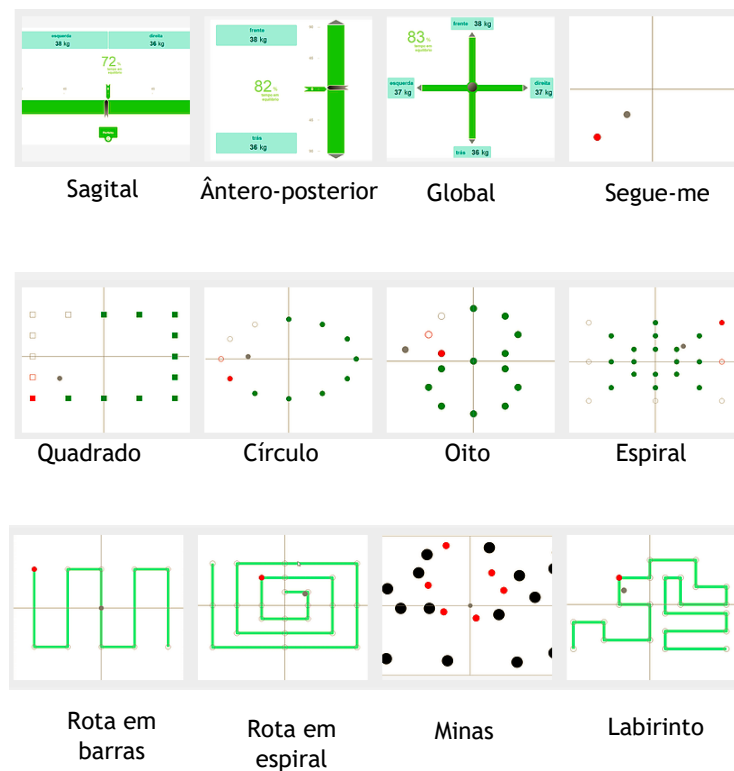


Figura 5.9- Equilíbrio e estabilidade: exercícios de avaliação (Sagital, Ântero-posterior e Global) e treino.

- **Transferência de carga** (Figura 5.10): os exercícios na categoria de transferência de carga permitem que o paciente treine as transferências de carga nos planos sagital e ântero-posterior. Neste tipo de exercícios, é importante treinar a capacidade de transferência e atingir os picos de carga máxima. Nos exercícios com indicadores de transferência, é esperado que o paciente atinja os valores predefinidos pelo profissional de saúde.

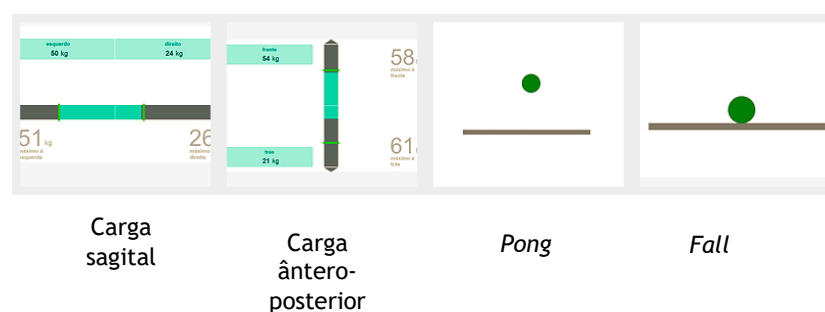


Figura 5.10- Transferência e carga: exercícios de avaliação (Sagital e Ântero-posterior) e treino (*Pong* e *Fall*).

- **Mapa de pressão** (Figura 5.11): equipado com 256 sensores, cada um com 1 centímetro quadrado, a plataforma baseada em tecidos inteligentes permite a análise do mapa de distribuição plantar. Para além da distribuição da pressão, outras variáveis como as coordenadas do centro de pressão e os pontos de carga máxima são possíveis de obter.



Figura 5.11 - Mapa de pressão plantar capturado com a plataforma à base de tecidos inteligentes.

- **Jogos Terapêuticos** (Figura 5.12): na categoria dos jogos terapêuticos, os pacientes são desafiados a ser um indivíduo virtual que corre infinitamente num percurso de obstáculos. Até ao momento, o *BART- Balance Rehabilitation Therapy*, permite treinar as seguintes situações terapêuticas: centro de manutenção da pressão no centro, mudança de pressão central para o plano sagital e/ou ântero-posterior, realizar agachamentos e treinar o equilíbrio unipedal. Cada ação pode ser adequadamente parametrizada pelo profissional de saúde: número de situações terapêuticas, número de repetições, dificuldade e duração do jogo.



Figura 5.12 - Interface do jogo BART.

5.2.2. Software para a realização do estudo clínico

Definidas todas as etapas iniciais e de preparação do estudo clínico como a elaboração e definição do protocolo a ser seguido, apresentado mais à frente, procedeu-se ao desenvolvimento do *software* específico para o estudo em questão. Toda a parte inicial desde o menu principal do *software* à inserção de pacientes na base de dados foi mantida em relação ao *software* do *PhyioSensing* (Ver Figura 5.3 e 5.4)

Para a realização deste estudo foi essencial analisar o mapa da pressão plantar. Daí foi desenvolvido o *software* no sentido de avaliar esta distribuição da pressão plantar (Figura 5.13), permitindo a visualização da mesma em tempo real à medida que se efetuava a realização do exercício. Após a aquisição dos dados estes eram processados para posteriormente ser realizado o relatório clínico que permite a descrição detalhada e os respetivos valores de cada parâmetro com interesse clínico analisado. Os dados variam conforme o exercício realizado, ou seja, para a fase

estática e para a fase dinâmica as variáveis avaliadas sofrem algumas alterações. A descrição detalha destas variáveis é realizada na secção 5.3.

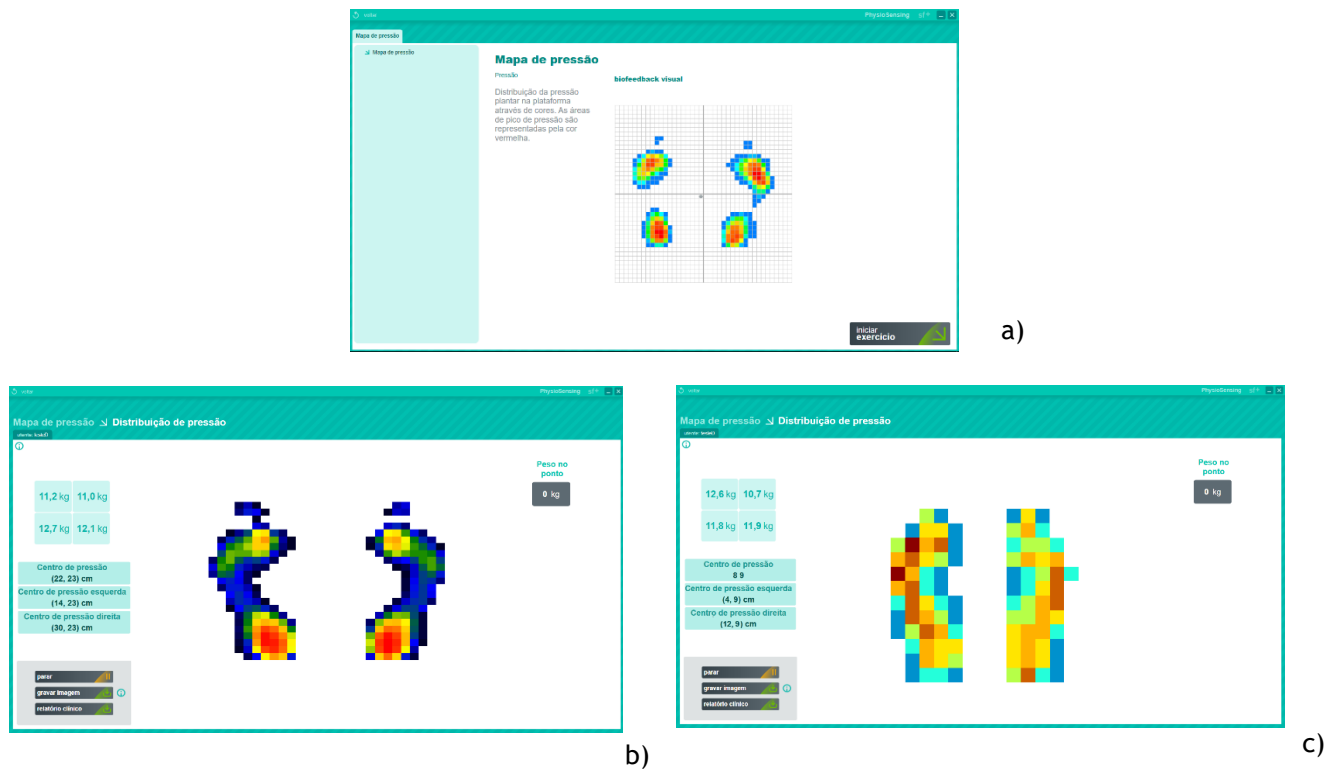


Figura 5.13- a) Menu inicial “Mapa de pressão”. Distribuição da pressão plantar com a plataforma *PhysioSensing*. (b) e com os tecidos inteligentes (c).

5.3. Estudo Clínico

De forma a avaliar a viabilidade da nova plataforma e verificar a temática foi realizado um estudo clínico dividido em duas fases (Anexo I):

- Aquisição de dados na **fase estática**;
- Aquisição de dados na **fase dinâmica**;

Tabela 5.2- Descrição da fase estática e dinâmica da marcha [104].

Fase Estática	O indivíduo deve ficar imóvel em cima da plataforma durante um período pré-estabelecido. Esta análise permite a avaliação e análise do tipo de pé (pé cavo, pé valgo ou pé neutro), picos de pressão e deslocamento do centro de massa. A partir daí, pode-se chegar à conclusão de alterações estruturais e posturais, e se o mesmo possui um bom controlo da musculatura postural. Além disso, o exame permite a análise do equilíbrio, mostrando se o risco de queda aumentou em idosos, por exemplo.
Fase Dinâmica	O indivíduo deve caminhar sobre a plataforma diversas vezes, e a partir desse conjunto de pisadas, é possível determinar o tipo de pisada (neutra, supinada ou pronada), o deslocamento do centro de massa durante a passada, picos de pressões do pé durante o movimento e em diferentes regiões plantares e alterações nas ações musculares durante a atividade. Permite uma análise detalhada de todas as etapas da passada e ainda um mapeamento completo da dinâmica da marcha.

Como referido, com este estudo pretende-se, para além, de se utilizar a plataforma de pressão *PhysioSensing*, introduzir um novo conceito de plataforma, uma plataforma baseada num tecido inteligente (Tabela 5.3).

Tabela 5.3- Descrição das duas plataformas utilizadas para recolha de dados na fase estática e dinâmica [4, 101].

Plataforma	Características
Plataforma <i>PhysioSensing</i>	A plataforma é constituída por 1600 sensores de pressão com um tamanho de 10 mm por 10 mm com um valor máximo de 100N/sensor. A frequência especificada é de 100 Hz. Os dados de tensão são convertidos com um conversor A / D de 8 bits e são transmitidos via USB (<i>Universal Serial Bus</i>). Desta forma, é possível receber dados brutos de cada sensor de pressão, bem como as coordenadas do centro de pressão (em mm).
Tecido Inteligente de pressão	A plataforma baseada num tecido inteligente de pressão é constituída por um suporte têxtil à base de polietersulfona (PES), um tamanho total de 400 x 400 mm, sendo o tamanho da matriz de sensores de 320 x 320 mm. Possui 256 sensores. Cada um com 10 mm de diâmetro.

5.3.1. Amostra

Os grupos experimentais foram baseados numa amostra não probabilística intencional, de 38 indivíduos voluntários de ambos os sexos. Procurou-se que ambos os grupos fossem constituídos por indivíduos da faixa etária, distribuição de sexo, massa e ainda a semelhança entre as condições físicas apresentadas. A amostra foi dividida em dois grupos: Grupo Controlo, GD, (indivíduos saudáveis), formado por 26 indivíduos e Grupo Experimental (indivíduos com patologias e/ou deformidades), grupo diabético (GD), formado por 12 indivíduos.

Recorreu-se ainda, a um questionário (Anexo II) para os pacientes diabéticos baseado no *Basic Foot Screening Checklist* (BFSC), de forma a averiguar questões relacionadas com a diabetes *mellitus* e a inspeção dos pés, para posterior classificação para a constituição dos grupos experimentais. Este questionário foi realizado com o auxílio de um clínico na área em questão, Doutor Vítor Ribeiro (Podologista).

Na construção da amostra houve também a necessidade de estabelecer alguns critérios de modo a ter um maior controlo sobre a mesma. Para tal estabeleceram-se alguns critérios de inclusão e exclusão.

Critérios de inclusão:

- indivíduos com idades compreendidas entre 49 a 80 anos;
- deformidades plantares;
- Diabético tipo 1 ou 2 com mais de 5 anos de doença;
- Ausência de pulso tibial posterior e pedioso;
- Micoses, fissuras e pele seca.

Critérios de exclusão:

- uso de algum tipo de ajuda técnica de auxílio à marcha (moletas);
- amputação de qualquer segmento dos pés;
- indivíduos com incapacidade de compreensão para realização dos testes;
- défice visual importante e não-corrigido;
- alterações neuromotoras que os impossibilitassem de realizar os testes utilizados neste estudo;
- perturbações mentais e cognitivas que os impossibilitassem de compreender e realizar os testes utilizados neste estudo;
- acuidade visual comprometedora para a realização dos testes utilizados neste estudo;
- histórico excessivo de consumo de álcool ou drogas;
- sujeitos com claudicação e com presença de úlceras plantares no momento da avaliação;
- histórico de vestibulopatia.

5.3.2. Metodologia desenvolvida

Estes ensaios foram realizados seguindo um protocolo de Consentimento Informado. Todos os indivíduos que participaram neste estudo foram informados dos procedimentos que iriam ser aplicados. Os dados relativos à pressão plantar, para ambas as fases, foram realizados com duas plataformas: Plataforma PhysioSensing e um tecido inteligente de pressão.

5.3.2.1. Protocolo/Procedimento Experimental para a fase estática

Durante a aquisição de dados na fase estática, é necessário ter um conjunto de condições ideais para a recolha dos mesmos (Tabela 5.4).

Tabela 5.4- Condições para a realização de uma análise estática.

Plataforma	Para as plataformas de baropodometria o piso onde serão realizados os exames deve ser rígido, ou seja, de materiais que não absorvam impactos e preferencialmente limpos para eliminar possíveis partículas que podem danificar a plataforma e até mesmo desnivelar a superfície.
Ambiente	A estabilometria mede o controle da postura ortostática do paciente no ambiente onde está inserido, portanto o condicionamento de um bom ambiente para a aplicação dos exames deve ser seguido.
Ambiente visual & Iluminação	Para a realização do exame é recomendado que o paciente observe um ponto fixo à sua frente e à altura dos olhos. Assim é necessário um ambiente visualmente confortável para o paciente com condições mínimas de luminosidade, mas não contendo nenhuma fonte luminosa incidindo diretamente sobre os olhos do paciente que possa ofusca-lo.
Sons	É recomendado que o nível de ruído seja mantido baixo. Também deve-se evitar qualquer fonte sonora que forneça orientação espacial ao paciente.
Duração do exame	O tempo de aquisição dos dados depende do protocolo utilizado. A duração mínima de gravação dos dados é entre 10 e 30 segundos. Este tempo pode ser personalizado no <i>software</i> antes da recolha dos dados.
Posicionamento do paciente	Com a plataforma colocada no local da realização do exame o paciente preferencialmente deve subir para a plataforma com os pés descalços. A plataforma permite a aquisição de dados com o paciente orientado em qualquer direção conforme a configuração estabelecida no local, porém é recomendada que o paciente fique voltado com o módulo eletrônico à sua esquerda ou direita. Existem diversas possibilidades para o posicionamento dos pés do paciente, sendo duas delas: Pé fixo a 30° e colocar os pés na sua posição natural. * Inicialmente o paciente a ficar parado sobre a plataforma 15 a 30 segundos de forma a ambientar-se com a situação e fornecer então um primeiro contato com a plataforma. O paciente deve manter os braços soltos ao longo do corpo, permanecer o mais quieto possível, relaxado e sem se movimentar, olhando para um ponto fixo à sua frente à altura dos olhos.
Situações	O exame estático pode ser realizado em diversas situações para comparação dos dados obtidos. Algumas dessas situações são: olhos abertos/olhos fechados, com óculos ou sem óculos, com e sem palmilhas ortopédicas, entre outros.
	<ul style="list-style-type: none"> *No caso de se colocar os pés com um ângulo de 30°, este método consiste em manter o paciente com os calcanhares afastados cerca de 2 cm e os pés fazendo um ângulo de 30° entre si. Este método possui a vantagem de ter um alto índice de reprodutibilidade, pois padroniza o exame e assim torna-se mais fácil a sua reprodução, porém apresenta como desvantagem o facto de não representar como o paciente se posiciona naturalmente. No caso de o paciente se colocar sob a plataforma na sua posição natural, esta tem a vantagem de ser mais confortável e de representar como o paciente se posiciona habitualmente, porém a sua reprodutibilidade é prejudicada visto esta posição não ser padronizada.

Após a preparação do local para a recolha de dados, com a plataforma devidamente colocada, o indivíduo deve subir para a plataforma com os pés descalços e colocar os pés na sua posição natural e de forma confortável. Os dados foram recolhidos duas vezes, devido ao tempo limitado para a aquisição de dados. Contudo, várias repetições da mesma tarefa podem provocar um efeito de aprendizagem, o que leva a uma progressiva redução da oscilação corporal. Em casos mais extremos, um grande número de repetições da mesma tarefa pode levar à fadiga e, consequentemente, ao aumento da oscilação corporal.

A padronização do posicionamento dos pés é muito importante na investigação do controle postural. Essa padronização pode ser estabelecida em relação à posição dos pés em função do

afastamento dos calcanhares e em função do ângulo de abertura formado entre os pés. No entanto, o uso de tal padronização não leva em consideração as características particulares de cada indivíduo e pode gerar a adoção de ajustes posturais pela nova posição dos pés. O uso de uma posição confortável escolhida pelo participante neste caso foi a opção tomada, tendo em atenção se a distância escolhida não ultrapassa a largura dos ombros, considerada uma posição natural.

O fluxograma da sequência de etapas realizadas do protocolo experimental é apresentado na Figura 5.14.

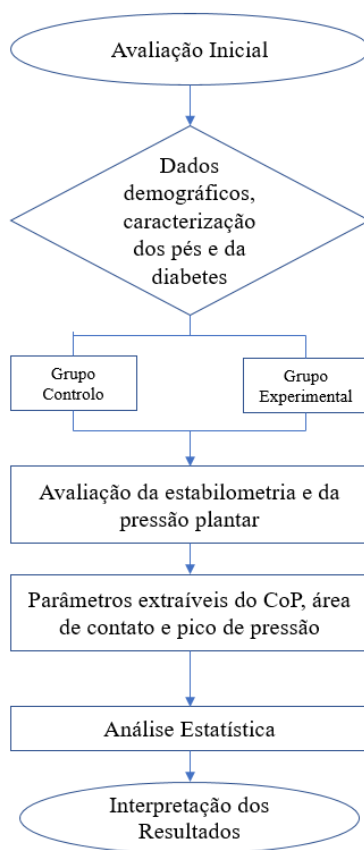


Figura 5.14- Fluxograma das etapas do protocolo experimental.

5.3.2.1. Protocolo/Procedimento Experimental para a fase dinâmica

Para realizar uma análise dinâmica de forma correta é necessário tomar alguns cuidados para que a recolha de dados durante o exame represente o mais fielmente possível a pisada natural do indivíduo avaliado. Por exemplo, antes de se executar o exame de forma definitiva é importante ambientar o paciente à situação da análise, para isso, realiza-se então uma familiarização do movimento (passada) a ser executado. Na familiarização o paciente é instruído para que caminhe sobre a plataforma, indo e voltando algumas vezes. É natural que o primeiro contacto seja mais cauteloso, com uma passada sobre a plataforma de forma planeada e não natural, daí a importância desta preparação inicial. O objetivo é que a pessoa caminhe de forma natural. Aos poucos o paciente tende a adaptar-se à situação e desenvolver a sua caminhada natural, com velocidade e comprimento do passo habituais.

É importante salientar que pacientes com disfunções graves ou com dor poderão não conseguir um período de adaptação adequado, devendo-se levar esta situação em conta.

Além do período de adaptação à rotina do exame outros cuidados são necessários, como instruir o paciente para que mantenha a velocidade da caminhada constante dentro das diversas pisadas, também são importantes para obter um padrão de pisadas homogêneas. A distância entre o ponto de partida da caminhada do paciente até o contato com a plataforma deve respeitar um limite mínimo, garantindo assim que quando o paciente desenvolver a pisada sobre a plataforma esteja no ritmo da sua caminhada natural. Uma distância de três a quatro passos do paciente entre o início da caminhada e o contato com a plataforma já é suficiente para atender a estas condições.

Com as condições iniciais definidas procedeu-se à recolha de dados das pressões plantares. Para a captação dos dados o participante é orientado a passar por cima da plataforma com os pés descalços. Durante a recolha dos dados relativos à passada deve-se controlar a velocidade a que o paciente faz a mesma. É aconselhado que sejam recolhidos no mínimo 3 pisadas com cada um dos pés. A aquisição de múltiplos passos numa mesma recolha do paciente é de fundamental importância, pois com ela pode-se, além de se obter a média das pisadas e consequentemente informações sobre o passo característico do paciente, observar individualmente cada uma das pisadas desenvolvidas durante o exame clínico, identificando assim padrões que caracterizam a passada do indivíduo. A velocidade da marcha realizada pelos indivíduos foi monitorizada apenas visualmente, porém não controlada. Após a habituação, procedeu-se à recolha dos dados na fase dinâmica.

Após a realização destas etapas experimentais, procedeu-se à análise de dados e a respetiva análise estatística. A representação do fluxograma para as etapas realizadas está demonstrada na Figura 5.15.



Figura 5.15- Fluxograma das etapas do protocolo experimental na fase dinâmica.

5.3.3. Análise Numérica

5.3.3.1. Fase Estática

Para este estudo, várias variáveis foram calculadas a partir do CoP usualmente utilizados para análise da postura/equilíbrio e risco de quedas. Estes parâmetros encontram-se sumariados na Tabela 5.5. Algumas destas variáveis foram distribuídas em direção ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML).

Tabela 5.5 - Dados extraídos a partir do valor de CoP [35, 105, 106].¹

Variável	Descrição	Fórmula	Unidade
Deslocamento da oscilação total (TSD)	Comprimento total do deslocamento de CoP, através da distância acumulativa de cada uma das coordenadas CoP sucessivas	$TSD = \sum_{i=1}^N \sqrt{(Y_{i+1} - Y_i)^2 + (X_{i+1} - X_i)^2}$	Cm
Oscilação do CoP	Distância entre o deslocamento máximo e mínimo de valores de CoP	$Sway\ range_x = max(X_i) - min(X_i) $ $Sway\ range_y = max(Y_i) - min(Y_i) $	Cm
Coordenadas médias do CoP	Valor médio das coordenadas do CoP	$média\ CoP_x = \frac{\sum_{i=1}^N X_i}{N}$ $média\ CoP_y = \frac{\sum_{i=1}^N Y_i}{N}$	Cm
Desvio Padrão do CoP (stdev)	Desvio padrão da posição média da CoP	$stdev_x = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (X_i - \bar{X})^2}{N}}$ $stdev_y = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (Y_i - \bar{Y})^2}{N}}$	Cm
Valor Eficaz (Root Mean Square (RMS))	Raiz quadrada das coordenadas do CoP	$RMS_x = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N X_i^2}{N}}$ $RMS_y = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N Y_i^2}{N}}$	Cm
Velocidade Média (Vm)	Valor médio da velocidade de deslocamento do CoP	$Vm_x = \frac{\sum_{i=1}^N diff(X_i) * SP}{N}$ $Vm_y = \frac{\sum_{i=1}^N diff(Y_i) * SP}{N}$	m/s
Área da Elipse	Área de elipse que contém uma certa percentagem de confiança dos dados do CoP	95-99% <i>Confidence Ellipse Area</i>	cm ²

¹ Legenda: X – Valor do CoP Lateral (cm); Y – Valor do CoP Ântero-posterior (cm); SP – Frequência de amostragem (Hz); N – Número de amostras.

A oscilação do CoP é dividida em oscilação ântero-posterior e médio-lateral. Ter informações específicas sobre o equilíbrio corporal como a oscilação ântero-posterior e médio-lateral do CoP permite direcionar o olhar do profissional para diagnosticar qual articulação e/ou musculatura deve ser priorizada, seja para uma intervenção clínica baseada em evidência ou para um diagnóstico mais preciso da qual a estrutura está comprometida. Sabendo que o suporte de cada segmento corporal, ocorre pela ação de estruturas passivas (ossos, articulações e tendões) e estruturas ativas (músculos), pode-se perceber a importância da oscilação ântero-posterior e médio-lateral do CoP [105].

Um exemplo de um relatório gerado pelo aplicativo para a fase estática é disponibilizado no Anexo III.

5.3.3.2. Fase Dinâmica

Durante o ciclo da marcha ocorre um evento designado *double support* (suporte de membro duplo) em que ambos os pés estão no chão e outro designado de *single support* (suporte de membro único) quando apenas um membro está no chão. O suporte de membro duplo ocorre por dois períodos de 10-12% do ciclo de marcha. Em geral, à medida que a velocidade de caminhada aumenta, o tempo de suporte duplo é reduzido. Já o suporte de membro único ocorre por dois períodos de 38-40% do ciclo de marcha em uma caminhada normal [106].

O ciclo da marcha encontra-se detalhado na Figura 5.16.

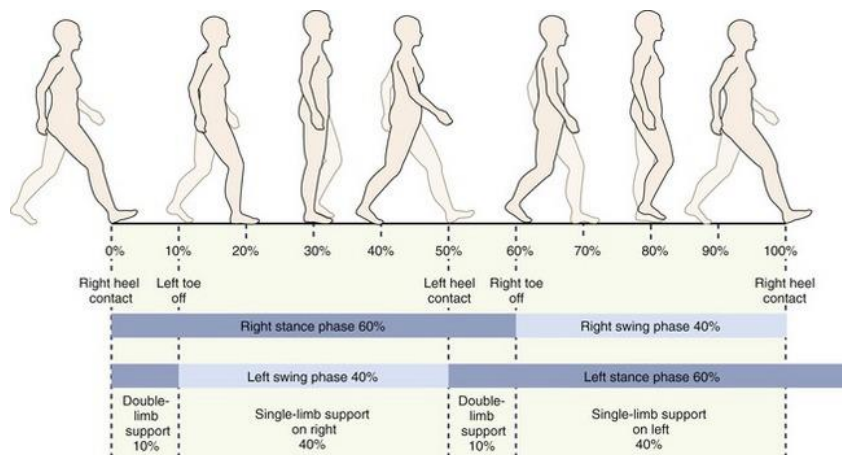


Figura 5.16- Ciclo da marcha, distinção entre a fase de apoio simples e a fase de apoio duplo (*double support*) [106].

Pela análise da figura anterior é possível retirar a seguinte conclusão:

- Fase de suporte simples do lado direito = Fase de balanço do lado esquerdo;
- Fase de suporte simples do lado esquerdo = Fase de balanço do lado direito;
- Fase de apoio do lado direito = Fase de *double support* + Fase de suporte simples do lado direito + Fase de *double support*;
- Fase de apoio do lado esquerdo = Fase de *double support* + Fase de suporte simples do lado esquerdo + Fase de *double support*.

Em plataformas de medição da pressão plantar equipadas com sensores que efetuam medições relativas da pressão plantar, como o *PhysioSensing*, é, necessário proceder à eliminação dos valores

correspondentes ao evento *double support*, visto que se um pé do indivíduo se encontra fora da plataforma não se pode utilizar o peso desse indivíduo, pois, a força que está a ser exercida não corresponde ao peso da pessoa.

Procedeu-se ainda à divisão do pé em cinco áreas de interesse para o estudo da distribuição da pressão plantar. Clinicamente é mais relevante examinar pressões sob áreas específicas dos pés do que a pressão no pé como um todo. As subdivisões dos pés devem ser pequenas o suficiente para não haver confusão com a função de uma área vizinha, mas devem ser adequadamente grandes para incluir todas as informações úteis a respeito daquela área particular. Não existe nenhuma norma geral para a subdivisão da planta do pé em áreas de interesse. Portanto, a decisão deve depender dos objetivos do estudo. Os procedimentos para esta subdivisão têm sido, até agora, definidos com base em decisões individuais e podem ser ligeiramente subjetivas. As divisões utilizadas foram ajustadas proporcionalmente à largura e ao comprimento do pé com base no esquema de *Cavanagh et al.* [108].

As cinco divisões utilizadas encontram-se demonstradas na Figura 5.17, em que:

- M1 corresponde ao calcanhar (27% do comprimento do pé);
- M2 no médio-pé (28% do comprimento do pé);
- M3 Antepé lateral 20% do comprimento do pé e 45% da largura do pé;
- M4 antepé medial 20% do comprimento do pé e 55% da largura do pé;
- M5 hálux (os 25% dos restantes do comprimento do pé).

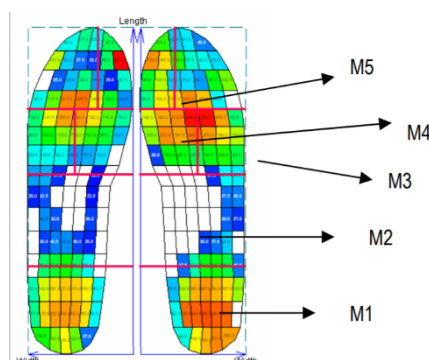


Figura 5.17- Divisões anatômicas da superfície plantar para análise da pressão plantar nas cinco áreas plantares: M1 - calcanhar; M2 - médio-pé; M3 - antepé lateral; M4 - antepé medial; M5 - hálux [108].

As variáveis analisáveis encontram-se sumariadas na tabela 5.6.

Tabela 5.6- Variáveis para análise da distribuição plantar na fase dinâmica [49, 50, 51, 52, 53].

Variável	Descrição	Fórmula	Unidades
Pico de pressão	Maior valor de pressão detetado ao longo de uma medição.	$PP = \text{Max} (P_1 \dots P_n)$	kPa
Área de contato	Soma da área de todos os sensores ativos dentro de uma dada região.		cm ²
Curva do pico de pressão	Curva do pico de pressão dispõe, usualmente sob a forma de gráfico cartesiano, as	$P = f(t)$, Onde P representa a pressão máxima instantânea e t o tempo de medição.	

	pressões máximas registadas ao longo do período de medição.	
Integral da pressão	Representa a área no interior da curva do pico de pressão e o seu cálculo é efetuado através do somatório do produto das pressões instantâneas (PPi), em Pa, pelo intervalo de amostragem (Δt), em segundos (s).	$PTI = \sum PP_i \times \Delta t$ Ns/cm ²
Coordenadas do CoP	Valor médio das coordenadas do CoP.	$\text{média CoP}_x = \frac{\sum_{i=1}^N X_i}{N}$ $\text{média CoP}_y = \frac{\sum_{i=1}^N Y_i}{N}$ cm

Um exemplo de um relatório gerado pelo aplicativo para a fase dinâmica encontra-se no Anexo IV.

5.6. Análise Estatística dos dados

Os dados foram tabelados no programa *Microsoft Excel* e posteriormente exportados para o programa *Statistical Package for Social Science* (SPSS). Primeiramente realizou-se a análise de dados seguindo o pressuposto da análise paramétrica. A partir da exploração dos dados, analisou-se como medida de tendência central a média de cada medição, para cada variável, por grupo, através da baropodometria. Para a dispersão foi realizada a análise do desvio-padrão. Após a análise descritiva das medições, realizou-se a comparação entre as médias normalizadas através do teste de *T-Student*. Anteriormente, verificou-se que os dados seguem uma distribuição normal através do teste *Shapiro-Wilk*. A análise de variância (ANOVA) para cada variável em cada região plantar analisada, foi utilizada para verificar as possíveis diferenças entre os grupos. Após a análise da dispersão da variância entre os grupos, optou-se por não assumir a homogeneidade da variância conforme o pressuposto estatístico (teste de *Levene*).

Em todas as interpretações, o nível de significância foi de 5%. Os dados foram analisados e tratados a partir do programa estatístico SPSS.

Para determinar a confiabilidade entre as medições realizadas com plataformas diferentes, foi calculado o *Interclass correlacion* (ICC) tipo (2,1) através do SPSS.

5.7. Análise de Riscos e Medidas Corretivas

A análise de riscos consiste na verificação dos pontos críticos que possam vir a surgir durante a execução deste trabalho. Assim realizou-se uma análise preliminar de risco durante a fase de conceção deste projeto, com a finalidade de determinar os possíveis riscos que poderão ocorrer na sua fase operacional. A análise de riscos assume uma elevada importância no que se refere à

determinação de uma série de medidas de controlo e prevenção de riscos, desde o início da metodologia do trabalho, permitindo revisões de projeto em tempo hábil, com maior segurança, além de definir responsabilidades no que se refere ao controle de riscos.

Na tabela 5.7 podemos encontrar descritos os riscos que poderiam surgir neste projeto e assim como as respetivas formas de mitigação.

Tabela 5.7- Riscos e medidas corretivas.

Risco	Descrição	Probabilidade	Impacto	Mitigação do risco e contingência
R1	Amostra insuficiente	Moderado	Alto	Prolongação do estudo
R2	Falha no <i>software</i>	Baixo	Alto	Testes de qualidade ao software
R3	Falha a guardar dados	Baixo	Alto	Repetição do teste Desenvolvimento de um <i>software</i> que verifique se os dados estão bem guardados
R4	Atraso no estudo clínico	Moderado	Baixo	Entrega na 2ª fase
R5	Realização dos questionários MNSI	Baixo	Baixo	Avaliador a registar as respostas
R6	Avaria do computador	Baixo	Alto	Guardar os dados em <i>clouds</i>
R7	Pés dos doentes demasiado grandes	Moderado	Baixo	Excluído do estudo
R8	Danos nos sensores/cabos	Baixo	Alto	Falar com o fornecedor da plataforma de tecido inteligente (SensingTex)

Capítulo 6

Apresentação e Análise de Resultados

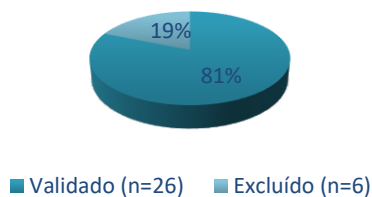
6.1. Apresentação de Resultados

6.1.1. Caracterização Geral dos Grupos Experimentais

Como referido anteriormente, o objetivo final da recolha de dados através do *software* desenvolvido para o estudo é a geração de um relatório clínico, onde seja possível observar os dados recolhidos e assim facilitar um diagnóstico e uma intervenção adequada por parte do profissional de saúde. Em anexo, é possível observar exemplo uma relatório clínico para ambas as fases.

Na Figura 6.1 é possível observar a amostra e a percentagem das amostras validadas e utilizadas para análise dos dados clínicos e o número de amostras excluídas devido a determinados critérios como dados mal recolhidos ou antecedentes de ulceração.

Grupo Controlo (GC)



Grupo Diabético (GD)

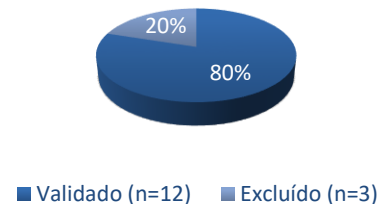
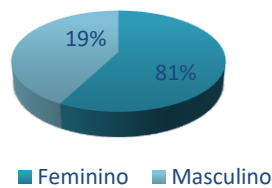
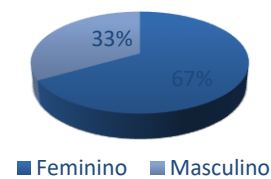


Figura 6.1 - Amostra: grupo controlo e grupo diabético.

Na Figura 6.2 é possível observar a distribuição entre os dois sexos da amostra.

Grupo Controlo (GC)**Grupo Diabético (GD)****Figura 6.2-** Distribuição de sexo da amostra: grupo controlo e grupo diabético.

A Tabela 6.1 apresenta a descrição dos dados antropométricos e demográficos dos dois grupos experimentais.

Tabela 6.1 - Características antropométricas relativamente aos grupos: controlo (GC) e diabético (GD); e

valores de p (Média \pm desvio-padrão (m \pm dp)).			
Variáveis	GC (n=26)	GD (n=12)	p
Idade (anos) (md \pm dp)	50,44 \pm 22,92	74,4 \pm 10,45	0,26
Massa (kg) (md \pm dp)	67,2 \pm 15,88	70,85 \pm 11,72	0,02
Altura (m) (md \pm dp)	1,67 \pm 0,10	1,62 \pm 0,10	0,40
IMC (kg/m²)	23,86 \pm 3,80	26,72 \pm 2,51	<0,001

Observamos que os grupos neuropatas apresentaram diferenças quanto à distribuição do peso e índice de massa corporal (IMC) em relação aos sujeitos do grupo controlo. Apesar de a metodologia prever que a distribuição do peso e IMC semelhante, o mesmo como já referido, não se verificou, devido às limitações no processo de seleção de indivíduos. Uma das possíveis justificações para a diferença observada é a neuropatia manifestar complicações tardias da doença numa fase mais avançada.

A Tabela 6.2 apresenta as características particulares do grupo composto por pacientes diabéticos (tipo 2) em relação à diabetes.

Tabela 6.2- Tempo e tipo de diabetes e valores da última glicémia do grupo diabético (GD).

Variáveis	GD
Tipo de Diabetes - Tipo 2	N= 12
Tempo de diabetes	9,83 \pm 0,38
Última Glicémia	137,17 \pm 23,73

Não foi possível de obter o valor da hemoglobina glicada (HG1a1C), visto o estudo realizado ter sido realizado em clínicas privadas durante uma consulta de podologia. Quando o paciente era questionado, estes não se recordavam do valor da última HG1a1C.

O grupo diabético apresenta características semelhantes em relação ao tempo e tipo de diabetes e sinais e sintomas relacionados. Os pacientes diabéticos avaliados são do tipo 2 e os valores para a última glicemia foram ligeiramente diferentes, pelo que se repara pelo valor do desvio padrão, sugerindo que existem pacientes com um controlo glicémico melhor que outros. Contudo regra geral foram em média altos de acordo com os valores de referência 126 mg/Dl [1].

Foi realizado um questionário, BFSC, para uma avaliação inicial do pé, com aspetos clínicos. Esta triagem foi feita com a colaboração do médico, Dr Vítor Ribeiro. Aplicou-se também o teste do monofilamento de 10 g de *Semmes-Weinstein*. Os resultados encontram-se nas Tabelas 6.3 e 6.4. A Figura 6.3 apresenta as regiões onde foi aplicado o monofilamento de 10g para avaliação da sensibilidade plantar.

Tabela 6.3 - Avaliação de aspetos clínicos.

Infeção	Calosidades	Fissuras na pele	Deformidades nas unhas	Dor em Repouso	Sintomas de Neuropatia	Antecedentes de ulceração	Claudicação Intermitente
2	4	1	4	2	7	2	3



Figura 6.3- Regiões onde foi aplicado o teste do monofilamento de 10g para avaliação da sensibilidade plantar [1].

Tabela 6.4 - Teste do monofilamento de 10 g de *Semmes-Weinstein*.

	Esquerdo		Direito	
	Sensibilidade	Ausência de sensibilidade	Sensibilidade	Ausência de sensibilidade
Região 1	5	3	6	2
Região 2	4	4	6	2
Região 3	6	2	5	3

Relativamente à avaliação da necessidade de educação, os pacientes compreendem os efeitos que a diabetes tem na saúde do seu pé e conseguem identificar as práticas apropriadas de cuidados que devem ter. Contudo, uma parte dos pacientes diabéticos analisados não apresentava os pés bem tratados e utilizava o calçado inadequado. É importante realçar também que 3 dos 8 indivíduos

apresentavam alterações na visão e que 2 dos 8 indivíduos não conseguiam alcançar os próprios pés para um autocuidado. Estes parâmetros são essenciais para uma avaliação inicial do pé e identificar se o pé é um potencial candidato a “pé de risco”.

Analisando a incidência das deformidades dos pés e comparando-as entre os grupos observou-se que houve uma diferença significativa quanto à presença de calosidades. Relativamente às outras deformidades identificadas verificaram-se que estas são em geral mais prevalentes e incidentes no grupo diabético. A figura 6.4 mostra a ocorrência das deformidades em cada grupo considerando o total de pés.

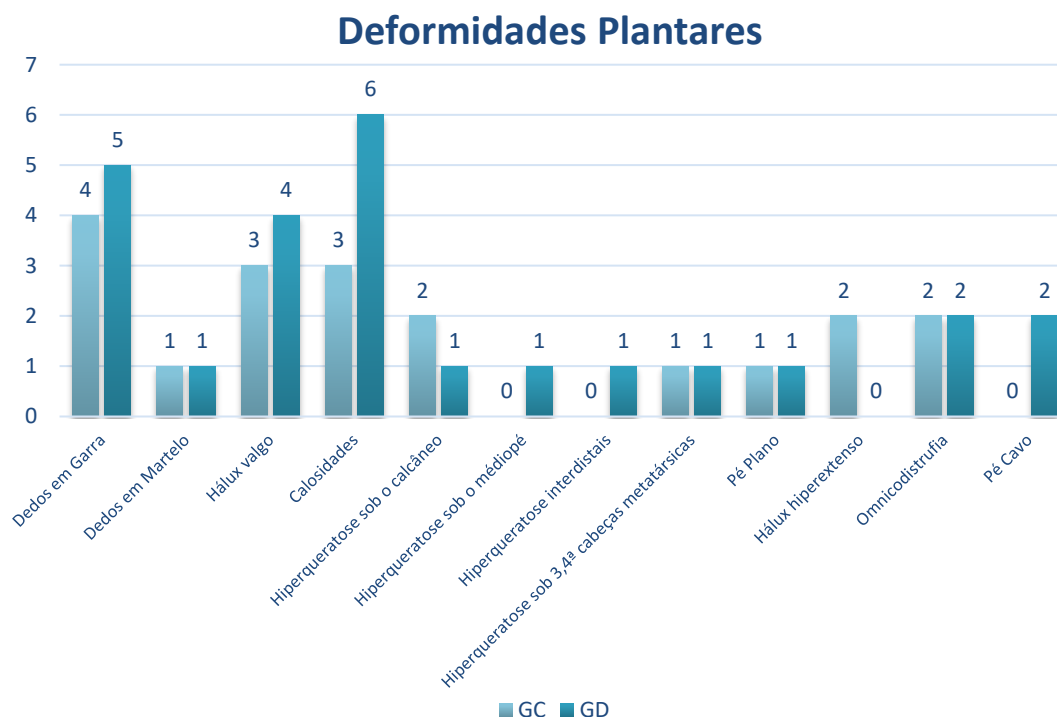


Figura 6.4- Deformidades apresentadas pelos indivíduos de cada grupo, grupo controlo (GC) e grupo diabético (GD), respetivamente da esquerda para a direita.

A Figura 6.5 mostra o gráfico do número de ocorrências de outras patologias da amostra para além da *Diabetes Mellitus*. Reparou-se que os indivíduos com esta patologia apresentam outras patologias como o edema e alteração da sensibilidade, características de indivíduos que desenvolveram como consequência da diabetes *mellitus*, a neuropatia periférica.

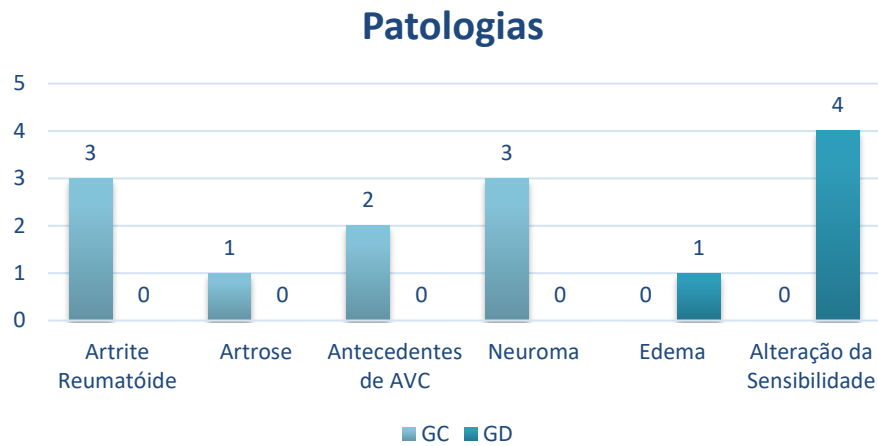


Figura 6.5- Patologias apresentadas pelos indivíduos de cada grupo, grupo controlo (GC) e grupo diabético (GD), respetivamente da esquerda para a direita.

Dos indivíduos analisados apenas 1 apresentava antecedência de ulceração e consequentemente amputação do mesmo, pelo que foi excluído e não presente na amostra para extração de dados na fase estática e dinâmica.

**6.1.2. Resultados obtidos para os parâmetros avaliados na fase estática -
Avaliação do Centro de Pressão (CoP)**

Considerou-se o número total da amostra para comparação dos dados capturados entre as duas plataformas. Os valores obtidos para a avaliação do CoP apresentam-se na Tabela 6.5.

Tabela 6.5 - Valores registrados para a avaliação dos parâmetros do CoP na fase estática da marcha (Média \pm desvio-padrão (m \pm dp)).

	PhysioSensing			Tecido Inteligente		
	GC (n=26)	GD (n=12)	p	GC (n=26)	GD (n=12)	P
Deslocamento da Oscilação total (cm)	8,21 \pm 7,31	8,09 \pm 5,33	0,08	7,92 \pm 10,19	9,63 \pm 13,23	0,37
Desvio padrão do deslocamento (cm)	0,12 \pm 0,16	0,07 \pm 0,08	0,04	0,31 \pm 0,51	0,39 \pm 0,64	0,08
Amplitude (Médio lateral; Ântero-posterior) (cm)	(0,40 \pm 0,36; 0,22 \pm 0,17)	(1,47 \pm 3,75; 1,16 \pm 3,4,35)	(0,35; 0,03)	(2,17 \pm 3,81; 2,28 \pm 4,19)	(3,02 \pm 4,85; 3,10 \pm 5,7	(0,06; 0,05)
Coordenadas Médias (cm)	(19,82 \pm 1,54; 22,01 \pm 2,67)	(20,01 \pm 2,60; 23,45 \pm 2,38)	(<0,001; <0,001)	(7,00 \pm 1,19; 7,10 \pm 1,32)	(7,24 \pm 1,70; 7,32 \pm 1,08)	(<0,001; <0,001)
Valor Eficaz (cm)	(19,83 \pm 1,54; 21,70 \pm 3,38)	(20,03 \pm 2,58; 23,43 \pm 2,38)	(<0,001; <0,001)	(7,05 \pm 0,98; 7,42 \pm 0,99)	(7,54 \pm 1,37; 7,58 \pm 0,63)	(<0,001; <0,001)

Velocidade Média	(0,008±0,01;	(0,008±0,01;	(0,28; 0,39)	(0,007±0,01;	(0,01±0,01;	(0,47; 0,37)
(m/s)	0,006±0,01)	0,006±0,01)		0,006±0,01)	0,01±0,01)	
Área da Elipse (cm²)	0,18 ± 0,13	0,50 ± 1,11	0,03	1,05±9,81	1,79±8,58	0,05

A manutenção do equilíbrio e da orientação corporal em humanos é garantida pelo adequado funcionamento do sistema do controlo postural. A maneira mais comum de se estudar o controlo postural é avaliar o comportamento (principalmente a oscilação) do corpo durante a posição ortostática. A medida posturográfica mais comumente utilizada na avaliação do controlo postural é o CoP. Os parâmetros analisados resultam do cálculo do CoP.

Na figura 6.6 é possível analisar através do gráfico os dados obtidos para a fase estática para as variáveis “Deslocamento da Oscilação total” e “Desvio Padrão do deslocamento”, ambos em centímetros.

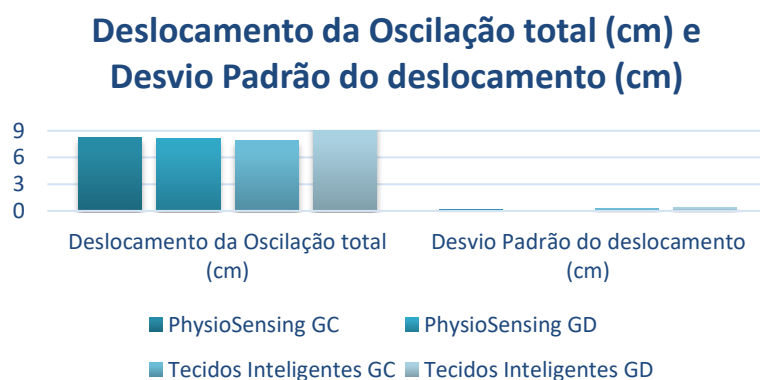


Figura 6.6 - Valores obtidos para o deslocamento da oscilação total e para o desvio padrão do deslocamento para cada grupo controlo e plataforma utilizada.

Na figura 6.7 é possível analisar através do gráfico os dados obtidos para a fase estática para as variáveis “Amplitude”, “Coordenadas médias” e “Valor Eficaz”, todos em centímetros.

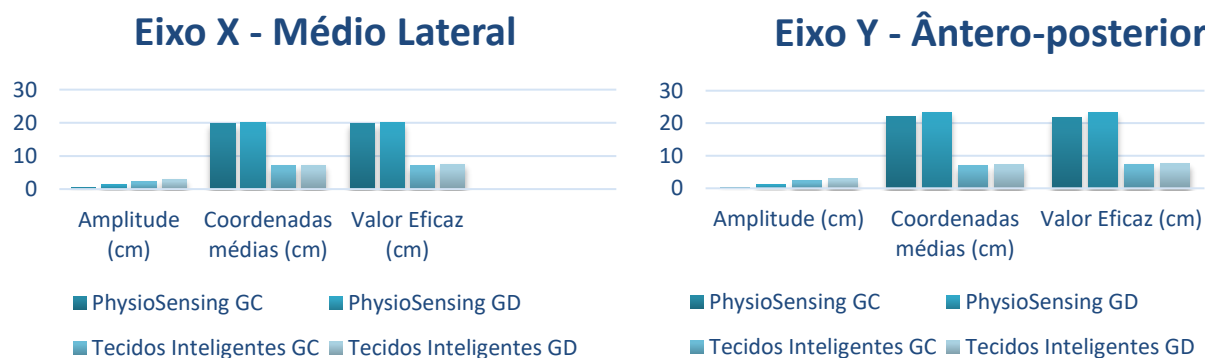


Figura 6.7 - Valores obtidos para a amplitude, coordenadas médias e valor eficaz para cada grupo controlo e plataforma utilizada. O gráfico da esquerda representa os valores obtidos para o “eixo x - médio lateral” e o da direita os valores obtidos para o “eixo y - ântero-posterior”.

Na figura 6.8 é possível analisar através do gráfico os dados obtidos para a fase estática para a Velocidade média do CoP em metros por segundo.

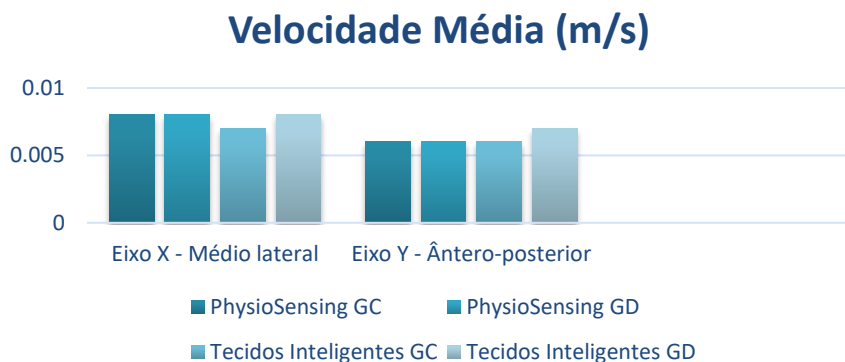


Figura 6.8 - Valores obtidos para a velocidade média para cada grupo controlo e plataforma utilizada.

Na figura 6.9 é possível analisar através do gráfico os dados obtidos para a fase estática para área da elipse em centímetros quadrados.

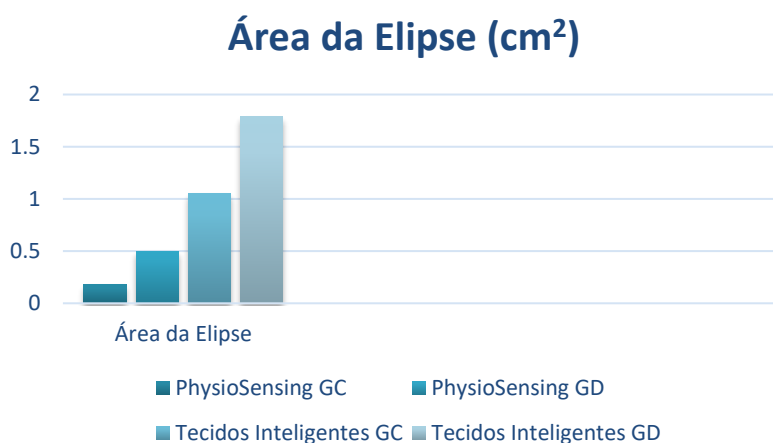


Figura 6.9 - Valores obtidos para a área da elipse para cada grupo controlo e plataforma utilizada.

6.1.3. Resultados obtidos para os parâmetros avaliados na fase dinâmica - Avaliação da distribuição da pressão plantar na marcha

De forma a controlar a variável interveniente da velocidade da marcha, estabeleceu-se um perímetro onde o indivíduo iria realizar a marcha e mediu-se o tempo que demorava a percorrer esse perímetro. É importante controlar a variável da velocidade visto esta ser um importante fator de influência para o aumento da pressão plantar. Contudo não havia um equipamento especial para o controlo da velocidade, tendo sido esta controlada através do olho humano e pedindo aos pacientes intervenientes neste estudo para caminharem com a sua velocidade normal. Portanto, as diferenças observadas nas variáveis de pressão podem ter sofrido influência da velocidade do andar.

Os valores médios, os desvios-padrão e os valores de significância das variáveis dinâmicas da pressão plantar para o total de pés analisados estão representados na Tabela 6.6.

Tabela 6.6 - Valores registrados para as variáveis analisadas durante a fase dinâmica (Média \pm desvio-padrão (m \pm dp)).

	PhysioSensing			Tecido Inteligente		
	GC(n=26)	GD(n=12)	P	GC (n=26)	GD (n=12)	p
Área de contato (cm2)	133,85 \pm 24,32	133,73 \pm 23,35	<0,001	47,13 \pm 10,080	50,4 \pm 11,46	<0,001
Pico de pressão (kPa)	118,51 \pm 48,55	127,021 \pm 25,77	<0,001	1355,84 \pm 1674,89	1678,92 \pm 1968,29	0,017
Tempo de Contato (s)	0,5 \pm 2,35	0,9 \pm 1,78	<0,001	0,6 \pm 4,11	1,1 \pm 2,97	<0,001

Na figura 6.10 é possível analisar através do gráfico os dados obtidos para a fase dinâmica para as variáveis “área de contato” total em centímetros quadrados e o “Pico de Pressão” médio, kiloPascal.

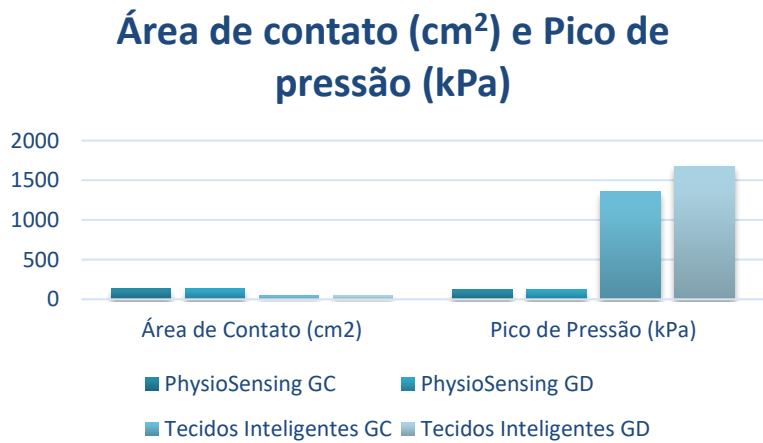


Figura 6.10- Valores obtidos para a área de contato total e pico de pressão médio para ambos os grupos (controle e diabético) e para as duas plataformas utilizadas.

Na figura 6.11 é possível analisar graficamente o tempo de contato para cada grupo e para cada plataforma.

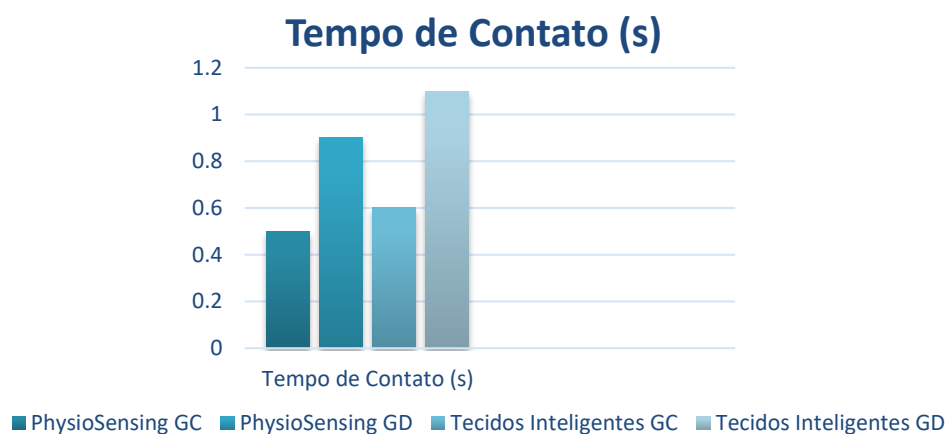


Figura 6.11- Valores obtidos para o tempo de contato em segundos.

Os valores obtidos para as variáveis baropodométricas analisadas para cada área anatômica, encontram-se na Tabela 6.7.

Tabela 6.7 - Valores registrados para as variáveis analisadas durante a fase dinâmica tendo em conta as divisões anatômicas efetuadas (Média \pm desvio-padrão (m \pm dp)).

		PhysioSensing			Tecido Inteligente		
		GC (n=26)	GD (n=12)	p	GC (n=26)	GD (n=12)	p
Área de contato (cm ²)	Calcânhar	7,11 \pm 6,54	8,18 \pm 6,27	<0,001	3,63 \pm 1,85	5,1 \pm 1,45	0,06
	Mediopé	27,26 \pm 18,02	21 \pm 10,21	<0,001	13,96 \pm 3,81	14,9 \pm 4,46	0,07
	Ant. Lateral	22,33 \pm 6,54	23,18 \pm 6,27	<0,001	4,72 \pm 1,35	4,1 \pm 1,1	<0,001
	Ant. Medial	20,63 \pm 8,22	20,46 \pm 7,73	<0,001	6,29 \pm 2,55	6,1 \pm 1,97	<0,001
	Hálux	6,10 \pm 6,41	8,55 \pm 10,95	<0,001	1,59 \pm 3,48	2,3 \pm 3,86	<0,001
Pico de Pressão (kPa)	Calcânhar	42,67 \pm 33,99	44,27 \pm 51,98	<0,001	171,31 \pm 83,58	216,6 \pm 40,94	<0,001
	Mediopé	67,56 \pm 28,65	61,56 \pm 25,25	<0,001	217,0 \pm 42,45	211,6 \pm 31,04	<0,001
	Ant. Lateral	67,89 \pm 18,57	50,27 \pm 38,54	<0,001	215,37 \pm 30,12	218,4 \pm 39,15	<0,001
	Ant. Medial	59,93 \pm 32,03	73,36 \pm 42,09	<0,001	205,03 \pm 49,04	216,2 \pm 46,42	<0,001
	Hálux	88 \pm 31,1	97,73 \pm 45,08	<0,001	218,84 \pm 39,97	228,5 \pm 36,65	<0,001
Integral de pressão (kPa.s)	Calcânhar	2,07 \pm 2,70	4,09 \pm 6,04	0,0012	18,97 \pm 23,68	15,16 \pm 17,9	0,02
	Mediopé	10,82 \pm 9,20	10,89 \pm 10,78	<0,001	69,25 \pm 30,92	117,3 \pm 41,32	<0,001
	Ant. Lateral	14,67 \pm 15,23	17,45 \pm 26,11	<0,001	171,44 \pm 188,9	281,8 \pm 257,1	0,01
	Ant. Medial	15,64 \pm 13,69	20,93 \pm 29,50	<0,001	143,21 \pm 167,61	211,1 \pm 269,5	0,02
	Hálux	10,85 \pm 18,48	13,27 \pm 13,64	<0,001	86,91 \pm 50,73	136,7 \pm 47,06	<0,001

Na figura 6.12 é possível analisar através do gráfico os dados obtidos para a fase dinâmica para a área de contato em cada divisão anatômica analisada, em centímetros quadrados.

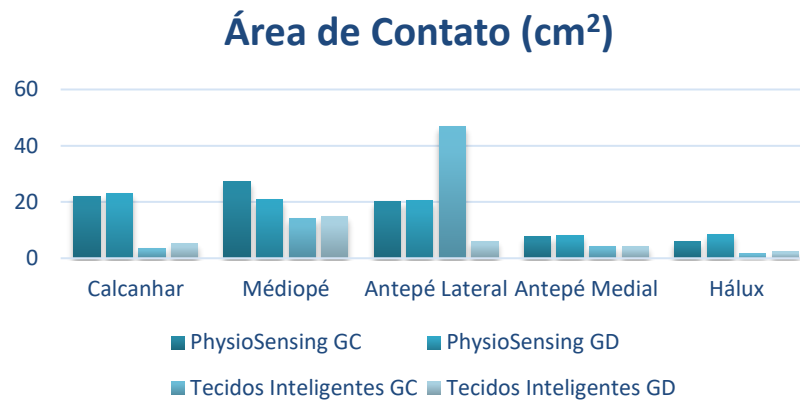


Figura 6.12- Valores obtidos para a área de contato para ambos os grupos (controlo e diabético) e para as duas plataformas utilizadas.

Na figura 6.13 é possível analisar através do gráfico os dados obtidos para a fase dinâmica para o pico de pressão em cada divisão anatômica analisada, em kiloPascal.

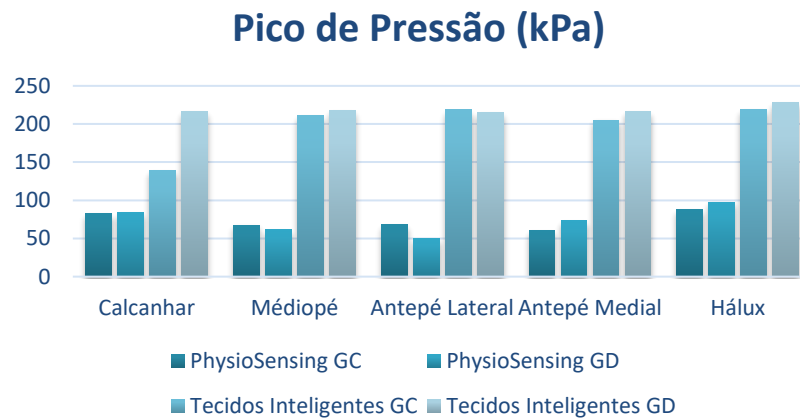


Figura 6.13 - Valores obtidos para o pico de pressão para ambos os grupos (controlo e diabético) e para as duas plataformas utilizadas.

Na figura 6.14 é possível analisar através do gráfico os dados obtidos para a fase dinâmica para a integral da pressão *versus* tempo, em kiloPascal por segundo.

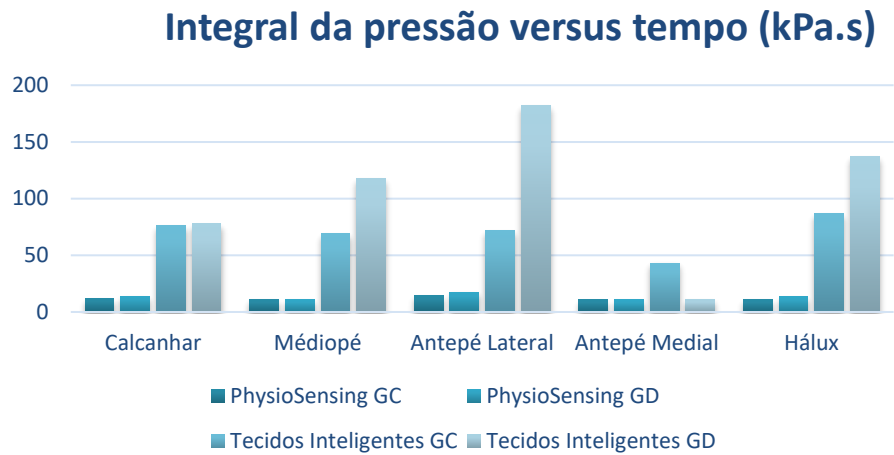


Figura 6.14 - Valores obtidos para a integral da pressão *versus* tempo para ambos os grupos (controle e diabético) e para as duas plataformas utilizadas.

Após a organização dos dados e a sua análise estatística procedeu-se à sua análise crítica comparando-os com outros já publicados.

6.1.4. Comparação dos desempenhos apresentados pelas plataformas PhysioSensing e a baseada em tecido inteligente

Para a mensuração da qualidade das medições proporcionadas pela plataforma de tecidos inteligentes e comparação com as obtidas com a atual, o *PhysioSensing*, utilizou-se o método *do Interclass correlation coefficient* ICC do tipo (2,1). Os resultados obtidos encontram-se nas tabelas apresentadas abaixo.

Tabela 6.8: ICC para as variáveis analisadas na fase estática.

	ICC	
	GC	GD
Deslocamento da Oscilação total (cm)	0,39	0,28
Desvio Padrão Total do Deslocamento	0,36	0,40
Amplitude	(0,40; 0,41)	(0,73; 0,71)
Coordenadas médias	(0,4; 0,46)	(0,47; 0,51)
Valor Eficaz	(0,36; 0,3)	(0,31; 0,31)
Velocidade Média	(0,4; 0,4)	(0,7; 0,71)
Área da Elipse	0,4	0,5

Tabela 6.9: ICC para as variáveis analisadas na fase dinâmica.

	ICC	
	GC	GD
Área de Contato	0,64	0,36
Pico de Pressão	0,41	0,22
Tempo de Contato	0,45	0,41

Tabela 6.10: ICC para as variáveis analisadas na fase dinâmica por região anatômica.

		PhysioSensing	Tecido Inteligente
		ICC	
Área de contato (cm2)	Calcânhar	0,34	0,20
	Mediopé	0,38	0,30
	Ant. Lateral	0,51	0,58
	Ant. Medial	0,29	0,26
	Hálux	0,33	0,34
Pico de Pressão (kPa)	Calcânhar	0,22	0,26
	Mediopé	0,41	0,60
	Ant. Lateral	0,20	0,32
	Ant. Medial	0,27	0,35
	Hálux	0,44	0,5
Integral de pressão (kPa.s)	Calcânhar	0,23	0,22
	Mediopé	0,38	0,40
	Ant. Lateral	0,38	0,29
	Ant. Medial	0,25	0,20
	Hálux	0,51	0,63

6.2. Análise de Resultados

O primeiro objetivo deste trabalho foi estabelecer a comunicação entre o tecido sensível à pressão e o *software PhysioSensing*. Inicialmente, a ligação do tecido foi estabelecida com um *software* para mapeamento de pressão no WPF C #, para analisar a pressão de dados brutos e para fins de calibração.

Então, após a obtenção dos dados de pressão, a ligação dos tecidos inteligentes foi incorporada ao *software PhysioSensing* para que as mesmas funcionalidades fossem preservadas.

Um conjunto de exames medicamente supervisionados com pacientes diabéticos numa clínica foi realizado para avaliar o desempenho e a confiabilidade do novo sistema. O objetivo foi estudar a influência da neuropatia diabética e a história das úlceras plantares na distribuição plantar na fase estática e dinâmica e, paralelamente, comparar as duas plataformas envolvidas neste trabalho.

Os resultados de ambas as plataformas serão analisados de modo a estabelecer termos de comparação de desempenho para avaliar o uso da plataforma de tecido inteligente em uma aplicação de saúde onde plataformas de pressão rígidas já são amplamente utilizadas.

6.2.1. Análise do Centro de Pressão (CoP)

Estudos anteriores mostram que a neuropatia diabética (NP) leva a perda das informações sensoriais cutâneas nos pés, podendo ocasionar transtornos da estrutura osteoarticular dessa região, além de contribuir para modificar a marcha, o equilíbrio estático e dinâmico [109]. Muitos são os fatores que causam alterações do CoP e consequentemente a estabilidade postural. Dentre eles, destacam-se: a mecânica do movimento executado de maneira errada, gesto postural, sobrecarga nos membros inferiores, tipos de calçado, maneira de pisar/colocar o pé, saltos, impactos com sobrecarga corporal numa ou ambas as pernas, contato corporais constantes, deslocamentos em diferentes posições.

No presente estudo observou-se que, no que se refere ao deslocamento da oscilação total do CoP, não se verificaram diferenças significativas ($p > 0,05$) tanto para a avaliação realizada com a plataforma *PhysioSensing* como para a plataforma à base de tecidos inteligentes. Este deslocamento representa o comprimento da trajetória do CoP sobre a sua base de suporte. *Lord et al.* [111] argumentaram que a sensibilidade periférica é o mais importante sistema sensorial para a manutenção do equilíbrio. Isso explica maior oscilação encontrada nos valores grupo GD para a plataforma de tecidos inteligentes pelo presente estudo.

Em relação ao desvio-padrão do deslocamento observou-se que existem diferenças significativas entre os grupos na aquisição dos dados com a plataforma *PhysioSensing* ($p < 0,05$). A partir desta variável é possível analisar a dispersão do deslocamento do CoP da posição média durante um determinado intervalo de tempo. Foi também possível observar uma diferença significativa das variáveis coordenadas médias, valor eficaz e área da elipse, onde os valores de GD apresentaram valores superiores ao GC nas duas plataformas. A área da elipse é um parâmetro que avalia justamente a oscilação involuntária. Os valores obtidos vão de encontro ao esperado, em que o GD apresenta valores de área superiores aos do GC, o que quer dizer que os pacientes com diabetes apresentam maior oscilação involuntária em relação ao grupo controle.

Quanto à velocidade média obtida neste estudo (média das velocidades atingidas durante o trajeto das oscilações do centro de pressão para as direções médio-lateral e ântero-posterior) quando calculada com a plataforma *PhysioSensing* não foram encontradas diferenças significativas, isto é, ambos os grupos apresentaram resultados semelhantes. Embora nos resultados obtidos com a plataforma de tecidos inteligentes, o GD apresentasse um valor para a velocidade superior ao GC, não se pode afirmar que esta diferença seja significativa pois para a direção médio-lateral $p = 0,47$ e para a direção ântero-posterior $p = 0,37$.

Quanto à amplitude (distância entre o deslocamento máximo e mínimo do CoP para a direção médio-lateral e ântero-posterior) foi encontrada diferença estatística significativa em ambas as plataformas na oscilação ântero-posterior, na comparação entre os grupos, demonstrando que os

indivíduos do GD apresentaram um déficit no equilíbrio estático. Em *Sales et al.* [110] é referido que foi encontrado déficit significativo no equilíbrio em sujeitos com neuropatia diabética (ND), quando comparados com sujeitos sem NP.

Apesar da amostra ser pequena, constatou-se que a NP influencia negativamente a manutenção do equilíbrio estático. Os indivíduos do GD apresentaram déficit de equilíbrio na avaliação tanto da oscilação ântero-posterior como da oscilação médio-lateral. Assim, como esses indivíduos não apresentavam outras enfermidades, inferimos que a ND foi capaz de gerar tais desvios no equilíbrio corporal, favorecendo o surgimento de quedas e agravamentos de quadro clínico. A diminuição da sensibilidade e função muscular de membros inferiores, entre outras alterações observadas no GD, poderia ser atribuída ao processo natural de envelhecimento. Porém, ambos os grupos se encontram na faixa etária com uma idade mais avançada, podendo assumir-se, assim, que a neuropatia proveniente da condição de diabetes seja o fator responsável pelas diferenças encontradas entre os dois grupos.

6.2.2. Deformidades plantares

A presença de deformidades plantares constitui um fator propiciador para o desenvolvimento de úlceras plantares em pacientes com neuropatia diabética e aumentam severamente o risco de lesão do pé diabético [48].

As deformidades mais encontradas no grupo de diabéticos estudados foram os dedos em garra, em martelo, hálux valgo e calosidades. As regiões com maiores calosidades localizam-se no calcâneo e mediopé. Pode-se observar também que algumas deformidades como dedos em garra, hálux valgo, e as calosidades não foram exclusivamente do grupo diabético.

A neuropatia sensitivo-motora acarreta uma perda gradual da sensibilidade tátil e dolorosa que torna os pés mais suscetíveis a traumas, devido à “perda da sensação protetora”, ou seja, a uma perda de sensibilidade na região do pé. Assim, um indivíduo que apresente esta falta de sensibilidade não sentirá o incômodo repetitivo da pressão de um sapato apertado, ou dor ao tocar num objeto pontiagudo. Esta patologia afeta também a musculatura intrínseca do pé, originando a atrofia destes, o que causa desequilíbrio entre os músculos flexores e extensores, desencadeando deformidades osteoarticulares (dedos em garra, dedos em martelo, proeminência das cabeças dos metatarsos, hálux valgo) [112]. Contudo, Masson et al [113] afirmaram que a deformidade não é um fator crucial e determinante para a formação de ulceração e também podem não ser exclusiva de pacientes diabéticos neuropatas, o que está de acordo com os dados obtidos.

6.2.3 Análise da distribuição plantar na marcha

De maneira geral, os resultados demonstram que a neuropatia diabética está relacionada com o déficit sensorial e com a maior incidência de deformidades nos pés. O padrão dinâmico da distribuição da pressão plantar em diabéticos encontra-se com diferenças em relação ao padrão encontrado nos sujeitos não diabéticos. Foi possível observar que, para todos os parâmetros avaliados foi possível discriminar os grupos neuropatas do grupo controlo e tem uma tendência a ser aumentada no grupo neuropata para todas as áreas plantares, inclusive no hálux.

A faixa etária dos indivíduos da presente amostra foi mantida o mais homogênea possível, para que os grupos pudessem ser comparados sem grande interferência do fator idade. Embora saibamos que a neuropatia diabética é uma consequência da diabetes *mellitus*, que tem a sua gravidade e o

risco de ulceração aumentados com o passar do tempo da doença, os fatores idade e tempo da diabetes não foram diferenciais, já que o tempo da diabetes e a média das idades não diferenciaram os grupos neuropatas. A partir dos resultados obtidos pode-se observar que o GD apresentou um IMC significativamente mais elevado que o GC e verificou-se também picos de pressão plantar mais elevados, no geral, que o GC. Contudo, *Cavanagh et al.* [55] mostraram que a massa corporal não parece afetar as pressões plantares de indivíduos diabéticos. Todavia, o efeito da massa corporal sobre as pressões plantares ainda permanece algo controverso. Nos indivíduos observados, foi possível confirmar através do *biofeedback* visual das plataformas e pelos resultados obtidos para as variáveis dos respectivos indivíduos a existência de pé cavo (2 indivíduos diabéticos), pé plano (2 indivíduos pertencentes ao GC e 2 indivíduos pertencentes ao GD) e também hálux valgo (5 indivíduos do GC).

Como referido, a formação da ulceração plantar também tem sido fortemente relacionada com a perda de sensibilidade protetora nos pés [107]. Os resultados relativamente à sensibilidade mostraram que cerca de 30% dos indivíduos do GD foram incapazes de perceber o monofilamento de 10g nas regiões do hálux, antepé lateral e calcâneo. Embora a estesiometria seja um método simples, barato e rápido para investigar a sensibilidade tátil dos pés [112], ela pode ter os seus resultados mascarados pela presença de hiperqueratinização dos pés, mesmo em grupos de indivíduos saudáveis. Esta hiperqueratinização pode ser resultado não só de alterações teciduais presentes em neuropatas, como pode ser resultado de sobrecargas mecânicas aumentadas e/ou cíclicas mesmo em sujeitos não neuropatas.

Em relação ao tempo de contato do pé durante o passo, o GD apresentou um tempo de contato significativamente maior que os demais grupos. Um dos fatores que contribui para essa diferença entre os grupos, é que a velocidade da marcha foi autosselecionada pelos indivíduos. Isto aponta para uma característica já estabelecida na literatura de que os indivíduos diabéticos, sobretudo os que possuem neuropatia periférica, executam a marcha numa velocidade menor à usada por indivíduos não diabéticos [114]. Contudo, este fator não foi crucial, pois verifica-se que os indivíduos presentes neste estudo apresentam já alguma idade, pelo que é esperado que a percentagem do tempo de contato seja maior em pessoas com idade mais avançada.

Relativamente à área de contato, nos tecidos verificou-se uma diferença significativa entre os grupos, onde a área de contato para o GD foi superior ao GC, o que está de acordo com o que era esperado. Isso ocorreu, possivelmente numa tentativa de se procurar maior estabilidade e equilíbrio durante a marcha como consequência do défice sensorial presente na neuropatia diabética. Para a plataforma *PhysioSensing* verificou-se uma diferença significativa entre os grupos (GC apresentou um valor ligeiramente superior ao GD), tal como o esperado. De salientar, que ao observar os valores das plataformas reparamos que a plataforma de tecidos inteligentes apresenta valores mais baixos (GC=47.13 cm² e GD=50.4 cm²) comparativamente com a plataforma *PhysioSensing* (GC=133.85 cm² e GD=133.73 cm²). Uma justificação para esta diferença é relativamente ao número de sensores presentes em cada plataforma, e no caso da plataforma de tecidos inteligentes verifica-se que existe um espaçamento de 1 cm entre cada sensor o que leva a que haja uma perda de informação nessas zonas. Quando avaliada a área de contato para cada região anatômica, foram observadas maiores áreas de contato para as regiões do mediopé e antepé. Estes resultados foram observados em ambas as plataformas. Foram também encontradas diferenças significativas entre os grupos ($p < 0,05$) em ambas as plataformas, com exceção nas regiões do calcanhar e mediopé no TI. Observou-se que o GD apresentou valores superiores ao GC, na maioria das regiões, o que está de acordo com o esperado.

De acordo com o resultado esperado o GD apresenta um valor superior para o pico de pressão (kPa) em ambas as plataformas. De salientar que os indivíduos presentes no estudo e inclusive os pertencentes ao GC são indivíduos que de alguma forma apresentam determinadas deformidades e/ou

patologias plantares. Daí apresentarem também um valor para o pico de pressão elevado. Quando avaliado o pico de pressão para cada região anatômica avaliada, foram observadas diferenças significativas entre os grupos, onde o GD apresentou valores superiores em geral em relação ao GC. A única vez que se registou o oposto foi para os valores observados para a região do antepé lateral. Estes resultados foram observados em ambas as plataformas. Para o *PhysioSensing*, as zonas anatômicas onde se registou um valor de pico de pressão superior foi nas regiões do calcanhar e do hálux, nos dois grupos. Já para os tecidos inteligentes as zonas anatômicas onde observou um grande desvio de valores entre os grupos foi o hálux, o calcanhar e o antepé medial. Estes dados estão de acordo com o que esperado, e descrito na literatura.

A alteração de parâmetros de distribuição de pressão plantar nos pés diabéticos neuropatas pôde ser confirmada por meio da análise de integral da pressão. Esta variável diferenciou a distribuição da pressão nos pés dos grupos neuropatas dos pés do grupo controlo. A integral da pressão, que é um indicativo de sobrecarga na superfície plantar, foi diferente entre os grupos, aumentando significativamente do GC para o GD. Segundo *Boulton et al* [74], esta variável está relacionada ao surgimento de úlceras plantares, em indivíduos com neuropatia periférica, em consequência do aumento do tempo de uma determinada pressão que permanece sendo exercida numa determinada área da planta do pé, podendo ser mais importante do que apenas a identificação do local em que ocorrem os picos de pressão. Os resultados estão de acordo com o esperado, observando-se que as regiões com um intervalo de pressão superior para as regiões do calcanhar, hálux e também antepé lateral, para ambas as plataformas. Estes resultados foram observados em ambas as plataformas, observando também que o grupo diabético apresenta valores superiores ao GC, o que está de acordo com o previsto. Como indicado, o *p-value* observado é inferior a 0,05, logo é possível afirmar que é possível diferenciar os grupos em ambas as plataformas para as diferentes regiões. .

Um dos fatores limitantes desta investigação foi a pouca disponibilidade de indivíduos diabéticos, para compor grupos de diferentes grupos. Com isso, as comparações entre os grupos podem também estar limitada por erros estatísticos relacionados com o tamanho da amostra.

6.2.4 Comparação dos desempenhos apresentados pelas plataformas PhysioSensing e a baseada em tecido inteligente

O *Interclass correlation* (ICC) é usado para descrever o acordo entre os valores medidos por diferentes dispositivos.

As medidas de pressão plantar fazem parte de muitos protocolos clínicos e de investigação. Várias empresas fabricam plataformas de pressão plantar, e as características da qualidade de medição dessas plataformas ainda não estão especificadas. Nomeadamente, a confiabilidade (por exemplo, a reprodutibilidade dos parâmetros de pressão plantar de um indivíduo) entre plataformas de fabricantes diferentes ou plataformas dos mesmos fabricantes ainda não foi estabelecida. A tecnologia presente nas plataformas é específica devido a métodos de fabrico diferentes, tipos de sensores, resolução, taxas de amostragem e intervalos de pressão detetável. Essas diferenças podem fazer com que as medições de pressão plantar de um indivíduo variem de uma plataforma para outra.

Observando os dados obtidos para a fase estática é possível observar que segundo o método ICC a comparação entre as duas plataformas apresenta uma correlação satisfatória ($0,4 < ICC < 0,7$), à exceção das variáveis coordenadas médias e velocidade média para o grupo diabético, em que se obteve uma boa correlação ($ICC > 0,7$).

Para as variáveis analisadas na fase dinâmica considerando o pé como um todo, obteve-se uma fraca correlação ($ICC < 0,4$) para as variáveis área de contato e pico de pressão para o grupo diabético. Para as restantes variáveis a correlação observada foi satisfatória.

Para as variáveis analisadas na fase dinâmica por região anatômica, apenas se obteve uma correlação satisfatória para a área de contato no antepé lateral e para o pico de pressão.

Capítulo 7

Conclusão

Ambos os objetivos definidos para este estudo foram alcançados. Adquiriu-se uma nova plataforma constituída por um tecido inteligente e estabeleceu-se a comunicação desta com o *software* atual *PhysioSensing*.

Ao longo do trabalho do desenvolvimento de *software* houve a necessidade de perceber bem qual informação proporcionada por ambas as plataformas para poder tratar os dados de acordo com os objetivos para esta dissertação. Para tal, estudou-se os tipos de sensores usados em cada uma das plataformas. Relembrar que a plataforma *PhysioSensing* possui 1600 sensores enquanto que a plataforma à base de tecidos inteligentes apenas possui 256 sensores, o que resulta numa fração de aproximadamente 1:6. Na plataforma *PhysioSensing* os sensores relativos, fornecem uma resposta homogênea em toda a superfície da plataforma, não possui exatidão suficiente para determinar o valor do peso do indivíduo e da pressão. Isto é, a plataforma necessita de saber o peso do indivíduo para determinar o valor da pressão que está a ser colocado num determinado sensor ativo. Já a amostra da plataforma à base de tecidos inteligentes, permite avaliar diversos parâmetros para determinadas aplicações, porém na maioria das vezes não é a solução ideal para determinadas aplicações específicas. Existem dois fatores que devem ser tidos em conta: a variabilidade devido à localização das áreas de pressão (a mesma pessoa não aplica a mesma pressão nos sensores em ensaios diferentes) e o integral de pressão *versus* tempo (os valores não são estáticos). Estes efeitos deverão ser compensados futuramente num melhoramento desta plataforma. Ainda sob a comparação das duas plataformas, ambas apresentam os resultados em palavras de diferentes comprimentos. Enquanto o *PhysioSensing* utiliza 8 *bit* (valores de 0 a 255) a plataforma de tecidos inteligentes apresenta uma resolução de 12 *bit* (0 a 4095).

Observou-se uma baixa correlação quando comparando os valores de cada uma das plataformas. Contudo cabe salientar que a tecnologia presente nas plataformas é específica devido a métodos de fabrico diferentes, tipos de sensores, resolução, taxas de amostragem e intervalos de pressão detetável. Essas diferenças podem fazer com que as medidas de pressão plantar de um indivíduo variem de uma plataforma para outra. Apesar de o ICC ter mostrado uma baixa correlação, a plataforma de tecidos inteligentes será promissora no futuro. Contudo, precisa ainda de alguns melhoramentos como o aumento do número de sensores, para poder-se ter uma maior resolução, um aumento da taxa de amostragem e se possível um módulo eletrónico o mais pequeno possível.

No âmbito clínico e de análise de resultados existem diversos aspetos a serem salientados. As zonas anatómicas plantares com maior interesse são o calcanhar, mediopé e hálux, pelo que houve

uma especial atenção na análise de dados nestas três regiões. Foi possível concluir que os parâmetros biomecânicos avaliados se modificam tanto na fase dinâmica, quanto na forma estática, o que permitiu diferenciar os grupos (grupo controlo e grupo diabético). Durante a caminhada, os diabéticos aumentam o contato com o solo em algumas áreas. Tais alterações prejudicam a biomecânica dos pés e, consequentemente, a própria marcha, permitindo o aumento da pressão planar, sendo este um fator de risco para a ulceração no pé diabético.

As variáveis mais estudadas, quando se comparam os valores da baropodometria dinâmica entre indivíduos com neuropatia diabética e não diabéticos, são o pico de pressão e a integral da pressão *versus* tempo. Como já referido não existe um valor que defina o limite para a pressão plantar anormal durante a marcha e até quais seriam os limites considerados como fatores de risco por ulceração ou reincidência desta. Um grande desafio é estabelecer um valor ou uma gama de valores para os quais ocorrerá lesão nos tecidos.

Apesar da literatura estabelecer que a neuropatia periférica é um dos fatores envolvidos na alteração da distribuição da pressão plantar em indivíduos diabéticos o tamanho da amostra deste estudo não foi suficiente para considerar o impacto da neuropatia e da formação de úlceras plantares sobre as alterações da pressão plantar encontradas. Fatores como a idade, tempo de diagnóstico da diabetes não aparecem ter qualquer relação com a alteração nos valores dos picos de pressão planar encontrados. Para um melhor entendimento do impacto da neuropatia nas populações diabéticas, propõem-se um estudo com tamanho de amostra maior (um maior número de casos poderá representar uma correlação mais significativa), que permita subgrupos de neuropatias, e com um controlo de variáveis também mais restrito como a idade e/ou o IMC.

O protocolo para ambas as fases adotado não são padronizados, isto é, variam de estudo para estudo, o que induz erros quando se pretende comparar resultados com a literatura. Contudo, já existe a preocupação de padronizar os protocolos, para que estes possam ser utilizados com segurança e fiabilidade [110, 114]. Outro aspeto que dificulta a comparação dos dados entre os estudos é a divisão anatómica da planta do pé realizada para análise regional das variáveis, variando de 3 a 8 regiões e selecionadas por diferentes parâmetros, dependendo do *software* utilizado.

Numa análise global deste estudo, existem três parâmetros que devem ser realçados e que necessitam de ser melhorados, sendo eles:

- Para a fase dinâmica o uso de uma plataforma de maiores dimensões (comprimento) de forma a poder ser analisado a “passada completa”;
- Sensores de pressão, em vez do uso de sensores relativos (estes não conseguem medir diretamente a pressão) para evitar os “cortes” feitos aos dados recolhidos durante a fase de duplo apoio;
- Nos tecidos Inteligentes: um número de sensores mais elevado, uma maior resolução e uma resolução espacial maior, ou seja, com menos espaçamento entre sensores para evitar perdas de informação.

É importante ter a noção de que o próprio computador utilizado para a recolha dos dados também influencia na aquisição dos dados, e como tal, o ideal era ter sido utilizado um computador equipado com um processador melhor de forma a não influenciar tão negativamente a frequência de aquisição dos dados. Como tal para minimizar os erros associados durante a recolha e análise de dados utilizou-se sempre o mesmo computador. Para o equipamento utilizado obteve-se uma frequência de aquisição de dados de 60 Hz para a plataforma *PhysioSensing* e 44 Hz para a plataforma de tecido inteligente.

Contudo o *PhysioSensing* nas suas especificações, tem uma frequência máxima de 100 Hz o que podemos concluir que esse valor claramente não foi atingido.

Existem já muitos estudos que recorrem à utilização de plataformas de pressão plantar para avaliar o pé diabético. No entanto, na mensuração das variáveis para ambas as plataformas e corroboração dos dados com a literatura, para a plataforma à base de tecidos inteligentes não há estudos que corroborem os mesmos. Daí este estudo ser considerado este estudo como preliminar e um ponto de partida para posteriores estudos.

Referências

- [1] Sociedade Portuguesa de Diabetologia (2014), “Diabetes: Factos e Números 2014” Disponível em <http://www.spd.pt>.
- [2] Fregonesi, C., Camargo, M. (2010), “Gait parameters in patients with diabetes mellitus”, *Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano*, 12, 2, pp 155-163.
- [3] Ochoa-Vigo et al. (2005), “Pé diabético: estratégias para prevenção”, *Acta Paulista de Enfermagem*, 18, pp 100-109.
- [4] PhysioSensing, Disponível em <http://www.physiosensing.net/>, Consultado em 11 de outubro de 2016.
- [5] Whittle, M. (1996), “Clinical gait analysis: A review”, *Human Movement Science*, 15, 3, pp 369-387.
- [6] Abboud, R. (2002), “(i) Relevant foot biomechanics”, *Current Orthopaedics*, 16, 3, pp 165-179.
- [7] Chen, H., Nigg, B., Hulliger, M., Koning, J. (1995). “Influence of sensory input on plantar pressure distribution”. *Clinical Biomechanics*, 10, 5, pp 271-274.
- [8] Putti, A. A., Arnold, G., Cochrane, L., Abboud, R. (2008), “Normal pressure values and repeatability of the Emed® ST4 system”, *Gait & posture*, 27, 3, pp 501-505.
- [9] Abboud, R. et al. (2000), “Lower limb muscle dysfunction may contribute to foot ulceration in diabetic patients”. *Clinical Biomechanics*, 15, 1, pp 37-45.
- [10] Inman, V., Eberhart, H. (1953). “The major determinants in normal and pathological gait”, *Bone Joint Surg Am*, 35, 3, pp 543-558.
- [11] Gurney, J., Kersting, U., Rosenbaum, D. (2008), “Between-day reliability of repeated plantar pressure distribution measurements in a normal population”, *Gait & posture*, 27, 4, 706-709.
- [12] Norkin, C., Levangie, P. (1992), “Joint Structure and Function: A Comprehensive Analysis”. EUA, Library of Congress.
- [13] Baker, R. (2013), “Temporal spatial data the gait cycle and gait graphs”, *University of Salford: An Introduction to clinical gait analysis*.
- [14] Rosenbaum, D., Becker, H. (1997), “Plantar pressure distribution measurements”, Technical background and clinical applications, *Foot and Ankle Surgery*, 3, 1, pp 1-14.
- [15] Tanawongsuwan, R., Bobick, A. (2003), “Performance analysis of time-distance gait parameters under different speeds”, In *International Conference on Audio-and Video-Based Biometric Person Authentication*, pp 715-724.
- [16] Sousa, A. (2009), “Análise da marcha baseada em correlação multifactorial”, Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.
- [17] Santos, J. (1980), “Aspectos cinemáticos e cinéticos do movimento de eversão do calcanhar durante a marcha”, *Journal of biomechanics*, 13, pp 67-75.
- [18] Baker, R. (2013), “Temporal spatial data the gait cycle and gait graphs”, *University of Salford: An Introduction to clinical gait analysis*.
- [19] Orlin MN, M., (2000), “Plantar Pressure Assessment.”, *Physical Therapy* 80, pp 399-409.

- [20] Nurse, M., Nigg, B. (2001), "The effect of changes in foot sensation on plantar pressure and muscle activity", *Clinical Biomechanics*, 16, 9, pp 719-727.
- [21] Stebbins, J., Harrington, M., Giacomozzi, C., Thompson, N., Zavatsky, A., Theologis, T., (2005), "Assessment of sub-division of plantar pressure measurement in children" *Gait & posture*, 22, 4, pp 372-376.
- [22] Hughes, J., Pratt, K. Linge, et al. (1991), "Reliability of pressure measurements: the EMED F system", *Clinical Biomechanics*, 6, 1, pp 14-18.
- [23] Xiong, S. et al. (2010), "Foot arch characterization: a review, a new metric, and a comparison". *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 100, 1.
- [24] Özkan, Ö., (2005), "A research on footwear and foot interaction through anatomy and human engineering", Dissertação de Mestrado em *Design do Produto Industrial*. School of Engineering and Sciences of Izmir Institute of Technology.
- [25] Podologia, Disponível em http://www.idealmed.pt/pt/page/clinical_area_podiatry. Consultado em 24 de novembro de 2016.
- [26] Duarte, M., & Freitas, S. M. (2010). Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 14(3).
- [27] Abrantes, J. M. C. S.; (2008); "Fundamentos e Elementos de Análise em Biomecânica do Movimento Humano"; MovLab; Universidade Lusófona de Lisboa.
- [28] Bankoff, A. D. P., Campelo, T. S., Ciol, P., & Zamai, C. A. (2006). Postura e equilíbrio corporal: um estudo das relações existentes. *Movim Percep*, 6(9), pp 55-70.
- [29] Loth, E. A., Rossi, P. C. C. e Ciena, A. P.; (2008); "Avaliação da Influência do Sistema Vestibular no Equilíbrio de Adultos Jovens de Posturografia Dinâmica Foam-Laser e Plataforma de Força"; Seminário: Ciências Biológicas e da Saúde; Londrina; v. 29; nº1; pp 57-64.
- [30] Cavanagh, PR, Ulbrecht JS. (1994), "Biomechanical aspects of foot problems in diabetes." In: Boulton AJM, Connor H, Cavanagh PR. *The foot in diabetes*. Ed. Chichester, United Kingdom, pp 25-35.
- [31] San Tsung, B., Zhang, M., Mak, A., Wong, M. (2004). Effectiveness of insoles on plantar pressure redistribution. *Journal of rehabilitation research and development*, 41, 6, pp 767.
- [32] Giacomozzi, C. (2011), "Potentialities and criticalities of plantar pressure measurements in the study of foot biomechanics: Devices, methodologies and applications", *Foot*, 767, pp 470, 61.
- [33] Melai, T., Jzerman, T., Schaper, N., de Lange, T., Willems, P., Meijer, K., Savelberg, H. (2011), "Calculation of plantar pressure time integral, an alternative approach", *Gait & posture*, 34, 3, pp 379-383.
- [34] Corriveau, H., Hébert, R., Prince, F., Raîche, M. (2001), "Postural control in the elderly: an analysis of test-retest and interrater reliability of the COP-COM variable", *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82, 1, pp 80-85.
- [35] E Murray, M., Seireg, A., Scholz, R. (1967), "Center of gravity, center of pressure, and supportive forces during human activities", *Journal of Applied Physiology*, 23, 6, pp 831-838.
- [36] Cavanagh, P., Rodgers, M. (1987), "Pressure distribution under symptom-free feet during barefoot standing", *Foot & Ankle International*, 7, 5, pp 262-278.
- [37] Walker, M., Fan, H. (1998). "Relationship between foot pressure pattern and foot type", *Foot & ankle international*, 19, 6, pp 379-383.
- [38] Nazario, P., Santos, J., Avila, A. (2010), "Comparison of plantar pressure distribution in subjects with normal and flat feet during gait", *Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano*, 12, 4, pp 290-294.
- [39] Burns, J., Crosbie, J., Hunt, A., Ouvrier, R. (2005), "The effect of pes cavus on foot pain and plantar pressure". *Clinical Biomechanics*, 20, 9, pp 877-882.

- [40] Facchini, J. (2011), "Pé varo", Disponível em <http://www.belezain.com.br/saude/coluna3.asp>, Acesso em 24 de novembro de 2016.
- [41] Monteiro, M., Gabriel, R., Aranha, J., Castro, M. N., Sousa, M., Moreira, M. (2010), "Influence of obesity and sarcopenic obesity on plantar pressure of postmenopausal women", *Clinical Biomechanics*, 25, 5, pp 461-467.
- [42] Drake, C. (2011), "Foot Orthotics/Insoles", Disponível em <http://www.londonorthotics.co.uk/orthotics/insoles.html>, Consultado em 24 de novembro de 2016.
- [43] Parisi, M. (2001), "Ocorrência de úlceras em pacientes com pé diabético: factores clínicos preditivos", Dissertação de Mestrado, Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas.
- [44] Boulton AJM (1988). The diabetic foot. *Medical Clinics of North America*, 72(6), pp1513-30.
- [45] Ulbrecht, J. S., Cavanagh, P. R. & Caputo, G. M. (2004), "Foot Problems in Diabetes: An Overview", *Clinical Infectious Diseases*, vol. 39, suppl. 2, pp. 73-82.
- [46] Watkins, P. J. (2003), "The diabetic foot", *British Medical Journal*, vol. 326, pp. 977-979.
- [47] Steeper, R. (2005), "A critical review of the aetiology of diabetic neuropathic ulcers", *Journal of Wound Care*, vol. 14, no. 3, pp. 101-103;.
- [48] Watkins PJ, Thomas KP (1998). Diabetes mellitus and the nervous system. *Journal Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*. 1998, 65, pp 620-32.
- [49] Armstrong, D. G. & Lavery, L. A. (1998), "Diabetic Foot Ulcers: Prevention, Diagnosis and Classification", *American Family Physicians*, vol. 57, no. 6, pp. 1325-1339.
- [50] Morag E, Cavanagh PR (1999), Structural and functional predictors of regional peak pressures under the foot during walking. *Journal of Biomechanics*, 32: pp 359-370.
- [51] Rathur, H. M. & Boulton, A. J. M. (2007), "The diabetic foot", *Clinics in Dermatology*, vol. 25, pp. 109-120.
- [52] Cavanagh, Peter R., Sicco A. (2010), "Off-loading the diabetic foot for ulcer prevention and healing", *Journal of Vascular Surgery* 52, 3, pp 37-43.
- [53] Mueller JM.(1992) Etiology, evaluation, and treatment of the neuropathic foot. *Clinical Reviews in Physical and Rehabilitation Medicine*, 3(4) pp 289-309.
- [54] Ctercteko GC, Dhanendran M, Hutton WC, Le Quesne, LP (1981). Vertical forces acting on the feet of diabetic patients with neuropathic ulceration. *British Journal of Surgery*, 68, pp 608-614.
- [55] Cavanagh PR, Sims JDS, Sanders LJ (1991). Body mass is a poor predictor of peak plantar pressure in diabetic men. *Diabetes Care*, 14(8), pp 750-55.
- [56] Costa, T., Sandoval, R., Coral, M., Marques, J., Marques, C. (2001), "Análise da pressão plantar de indivíduos diabéticos com risco de ulceração", In *Memorias II Congresso Latinoamericano Ingeniería Biomédica*.
- [57] Fregonesi, C., Camargo, M. (2010), "Gait parameters in patients with diabetes mellitus", *Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano*, 12, 2, pp 155-163.
- [58] Sacco, I., Amadio, A. (2000), "A study of biomechanical parameters in gait analysis and sensitive cronaxie of diabetic neuropathic patients" *Clinical Biomechanics*, 15, 3, pp 196-202.
- [59] Cavanagh, P., Ulbrecht, J., Caputo, G. (1999) "New developments in the biomechanics of the diabetic foot" *Diabetes/metabolism research and reviews*, 16, pp 6-10.
- [60] L.A. Lavery, D.G. Armstrog, A.S. Vela, T.L. Quebedeaux, J.G. Fleishli, (1998) "Practical Criteria for screening patients at high risk for diabetic foot ulceration", *Arch Intern Med*, 158, pp 157-162.
- [61] Firth, J., Nelson, E., Briggs, M., Gorecki, C. (2011). "A qualitative study to explore the impact of foot ulceration on health-related quality of life in patients with rheumatoid arthritis", *International journal of nursing studies*, 48, 11, pp 1401-1408.

- [62] Ramos, M. (2006). "Avaliação neurológica e podiátrica nos pacientes com Charcot-Marie-Tooth", Dissertação de Mestrado em Ciências Médicas, Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas, Patologias do pé, Disponível em http://www.ortopaulos.pt/wp-content/uploads/2015/11/patologias_pe.pdf, Acesso em 30/novembro/2016.
- [63] Hauptmann, P. (1991), "Sensors Principles and Applications", USA, Library of Congress.
- [64] Urry, S. (1999), "Plantar Pressure Measurement Sensors", *Measurements Science Technology*, 10, pp 16-32.
- [65] T. Mittlemeier, M. Morlock (1993), Pressure distribution measurements in gait analysis dependency on measurement frequency, Abstract presented at: 39th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society, San Francisco, Calif.
- [66] Franco, P. B. (2013), "*Um estudo para o desenvolvimento de peças de vestuário com sensores têxteis incorporados com a função de prevenir má postura corporal*", Dissertação de Douturamento em Design de Moda, Universidade da Beira Interior.
- [67] Santos, C. (2009), "*Sistema automático de prevenção de úlceras por pressão*" Dissertação de Mestrado em Engenharia de Telecomunicações e Redes, Universidade da Madeira.
- [68] FlexiForce, Disponível em <https://www.tekscan.com/product-group/embedded-sensing/force-sensors?tab=products-solutions>, Consultado em 16 de dezembro de 2016.
- [69] Meyer, J., Arnrich, B., Schumm, J., Troster, G. (2010), "Design and modeling of a textile pressure sensor for sitting posture classification" *IEEE Sensors Journal*, 10, 8, pp 1391-1398.
- [70] J. Tavares, J. Barbosa, A. Padilha, Matching image objects in dynamic pedobarography, RecPad 2000, 11th Portuguese Conference on Pattern Recognition, Porto, Portugal, 2000, <http://paginas.fe.up.pt/~tavares/downloads/publications/artigos/artigo%20recpad2000.pdf>, Consultado em Abril 2006.
- [71] Castro, M., Soares, D. (2014), "Análise das pressões plantares durante a caminhada: Uma revisão da literatura", *RPcd*, 14, 2, pp 74-94.
- [72] Saito, M., Nakajima, K., Takano, C., Ohta, Y., Sugimoto, C., Ezoe, R. (2011), "An in-shoe device to measure plantar pressure during daily human activity" *Medical engineering & physics*, 33, 5, pp 638-645
- [73] Guldemon, N. et al. (2007), "The effects of insole configurations on forefoot plantar pressure and walking convenience in diabetic patients with neuropathic feet", *Clinical Biomechanics*, 22, 1, pp 81-87.
- [74] A. Boulton, C. Hardisty, R. Betts, C. Franks, J. Worth, T. Duckworth (1983), Dynamic foot pressure and other studies as diagnostic and management aids in diabetic neuropathy, *Diabetes Care*, Vol. 6, pp. 26-33.
- [75] L. Lavery (1998), Practical criteria for screening patients at high risk for diabetic foot ulceration, *Archives of internal medicine*, Vol. 158, pp.157-162.
- [76] *Medicapteurs*, "Plataformas + software", Disponível em <http://www.medicapteurs.com/>, Consultado em 27 de novembro de 2016.
- [77] *Zebris*, "FDM", Disponível em <http://www.zebris.de/en/medical/products-solutions/stance-gait-and-roll-off-analysis-fdm/>, Consultado em 27 de novembro de 2016.
- [78] *RSScan*, "Footscan", Disponível em <http://www.rsscan.com/footscan/>, Acesso em 27/novembro/2016]
- [79] *Medilogic*, Disponível em <http://www.medilogic.com/en/products-human/footpressure-measurement>, Consultado em 27 de novembro de 2016.
- [80] *AM cube*, "Footwork", Disponível em <http://www.amcube.co.uk/products/footwork-pressure-plate/>, Consultado em 27 de novembro de 2016.
- [81] *Tekscan*, "F-scan", Disponível em <https://www.tekscan.com/application-group/medical/gait-analysis?tab=applications>, Consultado em 27 de novembro de 2016.

- [82] Novel Eletronics, “Emed System”, Disponível em <http://novel.de/novelcontent/emed>, Consultado em 27 de novembro de 2016.
- [83] El-Sherif, M. A. (2005), “Smart structures and intelligent systems for health monitoring and diagnostics”, *Applied Bionics and Biomechanics*, 2, 3-4, pp 161-170.
- [84] Lymberis, A., Paradiso, R. (2008), “Smart fabrics and interactive textile enabling wearable personal applications: R&D state of the art and future challenges”, In *2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp 5270-5273.
- [85] Syduzzaman, M., Patwary, S. U., Farhana, K., & Ahmed, S. (2015). Smart textiles and nano-technology: a general overview. *Journal of Textile Science & Engineering*, 5(1), 1.
- [86] Ferreira, A. (2015), “Produtos têxteis inteligentes incorporando filamentos compósitos com nanotubos de carbono”, Tese de Douturamento em Engenharia Têxtil. Universidade do Minho.
- [87] Ariyatun, B., Holland, R. (2003), “A strategic approach to new product development in smart clothing”, In *Proceedings of the 6th Asian Design Conference*, 70.
- [88] Mecnika, V., Hoerr, M., Krievins, I., Schwarz, A. (2014), “Smart textiles for healthcare: applications and technologies”, In *Rural Environment. Education. Personality(REEP). Proceedings of the International Scientific Conference (Latvia)*.
- [89] Marculescu, D. R., Zamora, N., Stanley-Marbell, P., Khosla, P., Park, S., Kirstein, T. (2003), “Electronic textiles: A platform for pervasive computing”, *Proceedings of the IEEE*, 91, 12, pp 1995-2018.
- [90] Capineri, L. (2014), “Resistive sensors with smart textiles for wearable technology: from fabrication processes to integration with electronics”, *Procedia Engineering*, 87, pp 724-727.
- [91] Stoppa, M., Chiolerio, A. (2014), “Wearable electronics and smart textiles: a critical review”, *Sensors*, 14, 7, 11957-11992.
- [92] Castano, L., Flatau, A. (2014), “Smart fabric sensors and e-textile technologies: a review”, *Smart Materials and Structures*, 23, 5.
- [93] Axisa, F., Schmitt, P., Gehin, C., Delhomme, G., McAdams, E., Dittmar, A. (2005). Flexible technologies and smart clothing for citizen medicine, home healthcare, and disease prevention”, *IEEE transactions on information technology in biomedicine*, 9, 3, pp 325-336.
- [94] Mather, R. (2001). “Intelligent textiles”, *Review of Progress in Coloration and related Topics*, 31, 1, pp 36-41.
- [95] Biodevices, VitalJacket, Disponível em <http://www.biodevices.pt/>, Acesso em 29 de dezembro de 2016.
- [96] Slater, S. (2007), “New technology sensor fabrics to monitor health data”, *Home Health Care Management & Practice*, 19, 6, pp 480-481.
- [97] Cherenack, K., Liesbeth P. (2012), “Smart textiles: challenges and opportunities.” *Journal of Applied Physics*, 112, 9.
- [98] Leal, A. A., Deitzel, J. M., Gillespie, J. W. (2007), “Assessment of compressive properties of high performance organic fibers”, *Composites Science and Technology*, 67, 13, pp 2786-2794.
- [99] Smith, D. (2007), “Smart clothes and wearable technology”, *AI & Society*, 22, 1, pp 1-3.
- [100] “Sensitive fabrics”, Trabalho Interno, Universidade do Minho.
- [101] Sensing Tex. Available from <http://sensingtex.com/pressure-sensor-tex-01>. Acesso em 15 de Abril de 2016.
- [102] Saenz-Cogollo, J. F., Pau, M., Fraboni, B., & Bonfiglio, A. (2016). Pressure Mapping Mat for Tele-Home Care Applications. *Sensors*, 16(3), pp 365.
- [103] Lee, J., Kwon, H., Seo, J., Shin, S., Koo, J. H., Pang, C., Lee, T. (2015) “Conductive Fiber-Based Ultrasensitive Textile Pressure Sensor for Wearable Electronics”, *Advanced Materials*, 27, 15, pp 2433-2439.

- [104] de Sousa, A. S. P. (2010). *Controlo Postural e Marcha Humana: Análise Multifactorial* (Doctoral dissertation, Universidade do Porto).
- [105] Bendo A, Kuvarati S, Skendrri D, Vevečka A, (2015) “A Theoretical Study on the evaluation of the stability on postural Sway, based on the results of the confidence ellipse”, *International Journal of Science and Research*, 4(1), pp. 1776-9.
- [106] Duarte, M., & Freitas, S. M. (2010). Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 14(3).
- [107] Kinesiology of gait, disponível em, <https://clinicalgate.com/kinesiology-of-walking/>, Consultado em 27 de Abril de 2017.
- [108] Cavanagh, P., Rodgers, M. (1987), “Pressure distribution under symptom-free feet during barefoot standing”, *Foot & Ankle International*, 7, 5, pp 262-278.
- [109] Singh, N., Armstrong, D. G., & Lipsky, B. A. (2005). Preventing foot ulcers in patients with diabetes. *Jama*, 293(2), 217-228.
- [110] Sales, K. L. D. S., Souza, L. A. D., & Cardoso, V. S. (2012). Static balance in individuals with diabetic peripheral neuropathy. *Fisioterapia e Pesquisa*, 19(2), pp 122-127.
- [111] Lord SR, Clark RD, Webster LW. Postural stability and associated physiological factors in a population of aged persons. *J Gerontol*. 1991;46(3), pp 69-76.
- [112] Rich J, Veves A. Forefoot and rearfoot plantar pressures in diabetic patients: correlation to foot ulceration. *Wounds*. 2000, 12(4), pp 82-87.
- [113] Masson EA, Hay EM, Stockley I, Veves A, Betts RP, Boulton AJM. Abnormal foot pressures alone may not cause ulceration. *Diabetic Medicine*. 1989; 6, pp 426-28.
- [114] American diabetes association -ADA. Standards of medical care in Diabetes - 2011. *Diabetes Care*, v.34, s1, p.11-61, 2011.

Apêndice

- I. Protocolo Experimental
- II. Questionário realizado à Amostra
- III. Exemplo de um Relatório Clínico - Fase Estática
- IV. Exemplo de um Relatório Clínico - Fase Dinâmica

I. Protocolo Experimental

Data: 21 de março de 2017
Local: Coimbra
Escrito por: Filipa Costa
Classificação: Confidencial

1. Introdução

Este documento descreve a hipótese analisada e os objetivos para a realização de um estudo clínico com pacientes diabéticos para a dissertação em Engenharia Biomédica. Existem já muitos estudos que recorrem à utilização de plataformas de pressão plantar para avaliar o pé diabético.

2. Hipótese/Objetivo

- Comparar as pressões plantares de indivíduos diabéticos numa plataforma de pressão versus plataforma de tecidos inteligentes. Com este trabalho pretende-se, para além de se utilizar a plataforma de pressão *PhysioSensing*, introduzir um novo conceito de plataforma, uma plataforma baseada num tecido inteligente. No final proceder-se-á à comparação destas duas plataformas através dos dados recolhidos.
- Investigar a influência da neuropatia diabética e a história de úlceras plantares na distribuição da pressão plantar.

Para o estudo, inicialmente deve ser realizado:

- **Seleção da Amostra:** 1 Grupo controlo: indivíduos sem diabetes; 2 Grupo experimentais: indivíduos com diabetes tipo II.
- **A recolha de dados antropométricos e demográficos, resultando no final uma tabela com os dados e as médias.**

Variáveis			
Idade			
Peso			
Altura			
IMC			

Sexo			
------	--	--	--

- **Recolha de dados relativos ao tempo e tipo de diabetes e os valores da última glicémia**

Variáveis			
Tempo de Diabetes (anos)			
Valor da última glicémia			
HGa1c			
Tipo de Diabetes			
MNSI – sintomas + aparência dos pés			

- **Analisar se os pacientes possuem algum tipo de Deformidade e calosidade nos pés – no final deve resultar um gráfico de barras. Esta triagem deve ser feita por um clínico da área.**

Deformidades	Número de pacientes
Dedos em garra	
Dedos em martelo	
Hálux valgo	
Proeminência das cabeças dos metatarsos	
Hiperqueratose sob o calcâneo	
Hiperqueratose sob o mediopé	
Hiperqueratose sob a 5ª cabeça do metatarso	
Hiperqueratose sob a 3,4ª cabeça do metatarso	
Hiperqueratose sob a 1,2ª cabeça do metatarso	
Hiperqueratose sob hálux	
Hiperqueratose sob dedos	

- **Critérios para a inclusão de diabéticos no grupo experimental (Questões a avaliar com um clínico que fará a triagem):**

- Diabéticos tipo 1 ou 2 com mais de 10 anos da doença
- Exame clínico para seleção de indivíduos. Os seguintes critérios indicam pé com risco de ulceração:
 - História prévia de ulcera;

- Ausência da sensibilidade plantar;
- Calosidades;
- Deformidades;
- Calçado inadequado;
- Ausência de pulso tibial posterior e pedioso;
- Micoses, fissuras e pele seca.

- **Critérios para a exclusão de indivíduos diabéticos no grupo experimental (Questões a avaliar com um clínico que fará a triagem):**

- Indivíduos com amputação do hálux ou amputações de partes do pé exceto dedos;
- História de vestibulopatia;
- Doença neurológica de origem central ou periférica que não sejam causados pela diabetes;
- Doenças osteoarticulares;
- Doença reumática;
- Artropatia de *Charcot* confirmada pela radiografia;
- Histórico de uso excessivo de álcool;
- Sujeitos com histórias de ulceração de origem traumática com imediata percepção sensitiva do trauma;
- Sujeitos com claudicação e com presença de úlceras plantares no momento da avaliação.

I. Descrição dos objetivos/hipótese e protocolo

Objetivo: investigar a influência da neuropatia diabética e a história de úlceras plantares e na distribuição da pressão plantar.

- Comparar os padrões dinâmicos da distribuição da pressão plantar em indivíduos com neuropatia diabética com e sem história de úlceras durante o andar descalço.
- Determinar quais as variáveis da pressão plantar que melhor identificou/identificaram e diferenciou/diferenciaram o grupo controle e o grupo experimental.

3. Protocolo

1- Avaliação inicial para investigação de aspetos relacionados com a diabetes e neuropatia, inspeção dos pés e em seguida classificação para a constituição dos grupos experimentais:

- Questionário: Realização de um questionário e exame clínico dos pés: comportamento e conhecimento – fundamentos para prevenção do pé diabético. A realização deste questionário deverá ser feito com o auxílio de um

clínico da área;

- Recolha de dados referentes à doença:
 - Se diabético ou não;
 - Tipo de diabetes;
 - Tempo de diagnóstico de diabetes;
 - Sintomas de neuropatia periférica e aparência dos pés;
 - História prévia de ulceração;
 - Avaliação por parte de um clínico das condições dos pés como presença de calosidades e deformidade dos pés.

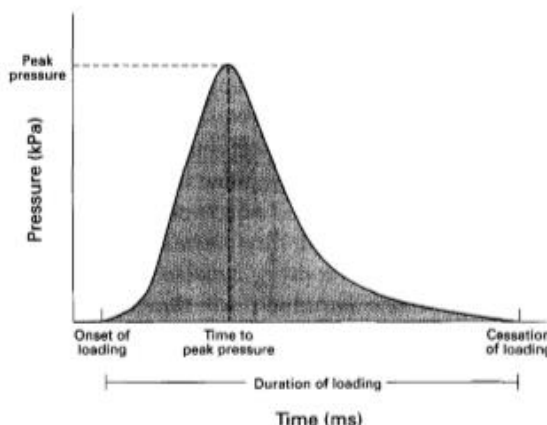
2- Avaliação da distribuição da pressão plantar durante a marcha:

- No caso da **fase dinâmica** deve haver uma habituação antes da recolha dos dados. Para a captação o participante é orientado a passar por cima da plataforma com os pés descalços. Realizar, pelo menos, 2 repetições para cada indivíduo.
- No caso da **fase estática** – Aquisição dos dados com uma plataforma de pressão. Para a captação o participante é orientado a subir na plataforma de pressão com os dois pés, um de cada vez, e permanecer na posição ortostática durante, pelo menos, 10 segundos mantendo uma posição confortável, pés afastados formando um ângulo de abertura reto e alinhados com os ombros, braços relaxados e ao longo do corpo, mantendo o olhar para a frente. Realizar 2 repetições.

Algumas Variáveis analisáveis:

- **Valor máximo do pico de pressão por área selecionada (Pico de pressão):** representa o valor de pressão máximo nas cinco regiões do pé (kPa). Importância clínica: os elevados valores de pico de pressão estão usualmente associados a lesões teciduais necessitando de haver um controlo quando este valor se encontra alterado no sentido de prevenir o aparecimento ou possibilitar a cura de úlceras plantares. De salientar que só a avaliação deste parâmetro não é suficiente para se fazer um diagnóstico;

- **Curva do pico de pressão:** com base na amplitude e forma da curva do pico de pressão é possível classificar quais os pacientes com risco de ulceração no pé. A curva do pico de pressão dispõe, usualmente sob a forma de gráfico cartesiano, as pressões máximas registradas ao longo do período de medições.
- O eixo x corresponde ao tempo de medição (tempo de carga) e o eixo y corresponde à pressão plantar máxima instantânea em unidades absolutas de pressão. Importância clínica: um teste de triagem com base na curva do pico de pressão pode ser eficaz na deteção de pacientes diabéticos em risco de ulceração.
- A partir da análise da curva do pico de pressão é possível determinar o valor do pico de pressão, correspondente ao máximo da curva, e calcular o impulso ou integral de pressão-tempo;
- **Área de contato do pé:** representa a área calculada em que os sensores foram ativados (cm²). Importância clínica: o facto de se ter verificado através de diversos estudos a existência de uma relação inversa entre a área de contacto e o pico de pressão, fez com que esta se tornasse um parâmetro determinante na avaliação do grau de eficácia de uma dada palmilha na diminuição do pico de pressão plantar;
- **Integral pressão vs tempo:** esta variável representa o impulso das pressões nas regiões plantares (kPa.s). O integral de pressão-tempo descreve assim o efeito cumulativo da pressão ao longo do tempo numa determinada área do pé, fornecendo um valor da carga total aplicada no período de tempo cuja superfície plantar se encontra em contacto com o solo Importância clínica: quando menor o tempo para se atingir uma pressão, maior é a sobrecarga nessa região.
- **Carga relativa:** é calculada a partir da razão entre a integral da força reação do solo (normalizada pelo peso corporal) numa determinada região plantar e o somatório do impulso da força no pé todo. Esta variável pode ser comparada entre os grupos do estudo, independentemente das características antropométricas. Variável em unidades arbitrárias, já que é o resultado de uma razão de impulsos.
- **Centro de pressão (CoP):** definido como sendo o ponto de aplicação do vetor da força vertical de reação ao solo. Este parâmetro representa uma média ponderada da pressão total exercida sobre a superfície em contacto com o solo. Durante a locomoção normal e não patológica, o CoP desloca-se usualmente de acordo com uma trajetória padrão, na qual o peso do corpo é transferido inicialmente do tálus para o calcâneo, de seguida sofre uma movimentação em direção à região do mediopé, depois cruza por cima das cabeças dos metatarsos para o lado interno do pé por fim termina na região entre o dedo grande e o segundo dedo. Importância clínica: as oscilações CoP na direção anterior-posterior são normalmente superiores às oscilações na direção medial-lateral. No entanto, embora os deslocamentos no plano frontal sejam menores, estes são considerados fatores determinantes na forma como



a carga vai ser exercida no pé e consequentemente fatores de risco para a ocorrência de quedas.

II. Questionário realizado à Amostra

Descrição: Questionário adaptado de *Basic Foot Assessment Checklist*

Estudo clínico no âmbito da dissertação em Engenharia Biomédica

Nome do doente:

Diabético? ☐ Sim ☐ Não

- A recolha de dados antropométricos e demográficos, resultando no final uma tabela com os dados e as médias.

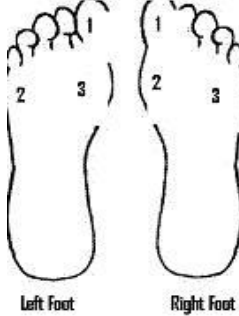
Variáveis			
Idade			
Peso			
Altura			
IMC			
Sexo			
Hábitos elítilos e/ou tabágicos			
Prática de exercício físico			

- Se diabético, recolha de dados relativos ao tempo e tipo de diabetes e os valores da última glicémia.

Variáveis			
Tempo de Diabetes (anos)			
Valor da última glicémia			
HGa1c			
Tipo de Diabetes			
MNSI – sintomas + aparência dos pés			

Lista de Verificação de avaliação básica do pé diabético

(Todas as pessoas com diabetes necessitam de ter os seus pés avaliados com 7 passos simples a cada 6 meses ou mais frequentemente se os problemas forem identificados.)

1. Pergunte ao doente				
Sintomas de Neuropatia	<input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não			
Dor em repouso	<input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não			
Claudicação intermitente	<input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não			
Antecedentes de ulceração	<input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não			
Amputação	<input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não			
Especifique o local e data	Local:		Data:	
2. Observe ambos os pés				
Infeção	<input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não			
Ulceração	<input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não			
Calos	<input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não			
Fissuras na pele	<input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não			
Deformidade nas unhas	<input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não			
3. Verifique os pulsos do pé				
	Esquerdo		Direito	
Artéria Pediosa	<input type="checkbox"/> Sim	<input type="checkbox"/> Não	<input type="checkbox"/> Sim	<input type="checkbox"/> Não
Tibial Posterior	<input type="checkbox"/> Sim	<input type="checkbox"/> Não	<input type="checkbox"/> Sim	<input type="checkbox"/> Não
4. Teste para a neuropatia - *avalia nos pontos assinalados com 1,2 e 3				
Monofilamento	<u>Esquerdo</u>	<u>Direito</u>		
1.	<input type="checkbox"/> Sim	<input type="checkbox"/> Não		
2.	<input type="checkbox"/> Sim	<input type="checkbox"/> Não		
3.	<input type="checkbox"/> Sim	<input type="checkbox"/> Não		
5. Avaliação do calçado				
Estilo	<input type="checkbox"/> Bom <input type="checkbox"/> Mau			
Condição	<input type="checkbox"/> Bom <input type="checkbox"/> Mau			

Ajuste	<input type="checkbox"/> Bom <input type="checkbox"/> Mau
6. Avaliação da necessidade de educação	
O paciente compreende os efeitos que a diabetes representa na saúde do seu pé?	<input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não
O paciente consegue identificar as práticas apropriadas de cuidados com os pés?	<input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não
Os pés do doente são adequadamente tratados?	<input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não
7. Avaliação da capacidade de autocuidados	
O paciente apresenta alterações a visão?	<input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não
O paciente consegue alcançar os próprios pés para um autocuidado adequado?	<input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não
Existem outros fatores que influenciam a capacidade de tratar com segurança os próprios pés?	<input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não

Plano de Ação – Seguindo a Avaliação Básica do Pé
--

Data:

Nome do paciente:	Especialista:
-------------------	---------------

O pé representa risco?	<input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não (reavaliação em 6 meses)
Se sim, porquê?	<input type="checkbox"/> Antecedentes de ulceração
	<input type="checkbox"/> Neuropatia Periférica
	<input type="checkbox"/> Doença vascular periférica
	<input type="checkbox"/> Deformidade plantar
	<input type="checkbox"/> Outras. Especifique:

III. Exemplo de um Relatório Clínico - Fase Estática

Clinical Report

physio
sensing

sf+

Date

Tuesday, August 1, 2017

Patient information

Name: Rui Pinho

City: Porto

Diagnosis / Notes

Exercise

Performed exercise: Estática

Description:

Exercise description: Para a captação dos dados o participante é orientado a subir na plataforma com os dois pés, um de cada vez, e permanecer na posição ortostática durante 30 segundos mantendo uma posição confortável, pés afastados formando um ângulo de abertura reto e alinhados com os ombros, braços relaxados e ao longo do corpo, mantendo o olhar em frente.

Results

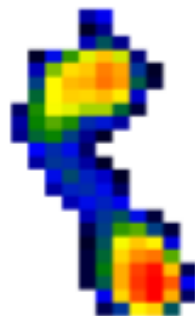
Total weight: 70.0 kg

Exercise time: 7.6 segundos

Centro

de

Pressão



O centro de pressão (COP) é definido como sendo o ponto de aplicação do vetor da força vertical de reação ao solo. Este parâmetro representa uma média ponderada da pressão total exercida sobre a superfície em contacto com o solo. Durante a locomoção normal e não patológica, o COP desloca-se usualmente de acordo com uma trajetória padrão, na qual o peso do corpo é transferido inicialmente do tálus para o calcâneo, de seguida sofre uma movimentação em direção à região do medioté, depois cruza por cima das cabeças dos metatarsos para o lado interno do pé e por fim termina na região entre a primeira e terceira cabeça metatarsal.

Variáveis para análise global do centro de pressão (CoP):

Deslocamento da Oscilação Total: 2.208 cm

Desvio Padrão Total do Deslocamento: 0.013 cm

Amplitude de Deslocamento do CoP: (0.065 ; 0.037) cm

Coordenadas Médias do CoP: (19.6 ; 18.4) cm

Valor Eficaz do CoP: (19.6 ; 18.426) cm

Velocidade Média do CoP: (0.00226 ; 0.00142) cm/s

Área da Elipse: 0.018 cm²

Health professional

Name:

Specialty:

Role:

Signature: _____

IV. Exemplo de um Relatório Clínico - Fase Dinâmica

Clinical Report

physio
sensing

sf+

Date

Friday, August 11, 2017

Patient information

Name: Rui Pinho

City: Porto

Diagnosis / Notes

Exercise

Performed exercise: Dinâmica

Description:

Exercise description: Para a captação dos dados, deve haver primeiramente uma habituação à plataforma, realizando uma passada sob a mesma. Deve-se realizar no mínimo 3 repetições com os pés descalços. Após esta fase de preparação, o paciente deve realizar a passagem sob a plataforma para se registarem os dados. Esta passagem deve ser feita com a velocidade de caminhada normal de cada paciente.

Results

Total weight: 70.0 kg

Exercise time: 2.9 segundos

Centro de Pressão



Description: O centro de pressão (COP) é definido como sendo o ponto de aplicação do vetor da força vertical de reação ao solo. Este parâmetro representa uma média ponderada da pressão total exercida sobre a superfície em contacto com o solo. Durante a locomoção normal e não patológica, o COP desloca-se usualmente de acordo com uma trajetória padrão, na qual o peso do corpo é transferido inicialmente do tálus para o calcâneo, de seguida sofre uma movimentação em direção à região do mediopé, depois cruza por cima das cabeças dos metatarsos para o lado interno do pé e por fim termina na região entre a primeira e terceira cabeça metatársica.

Área de Contacto



Description: A área de contacto, é determinada pela soma da área de todos os sensores ativos dentro de uma dada região. Existe uma relação Inversa entre a área de contato e o pico de pressão.

Resultado da Área de Contacto: 146 cm²

Pico de Pressão

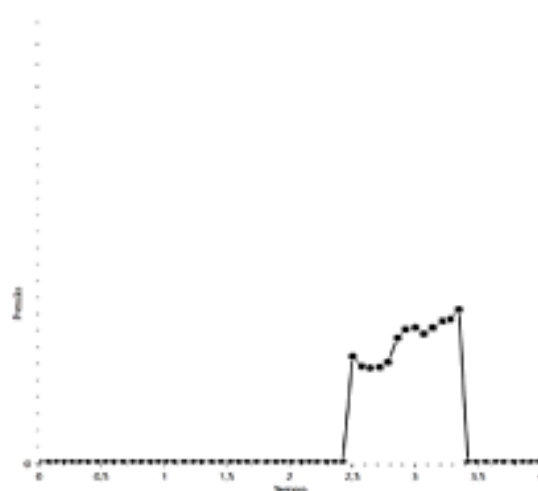


Description:

Description: O pico de pressão (PP) é definido como sendo o maior valor de pressão detectado ao longo de uma medição. A distribuição da pressão plantar num pé adulto varia de região para região, sendo que os valores de pressão na zona do médio-pé são tipicamente menores do que aqueles que são registrados no calcanhar e na zona dos metatarsos. Quando uma dada região é ultrapassado o limite de pressão, pode ocorrer uma oclusão das entidades locais fornecedoras de sangue e desencadear-se consequentemente uma perda dos tecidos por ulceração. Assim o pico de pressão é considerado uma variável indutora da ocorrência de traumas na superfície planta, bem como um fator contributivo para a rutura da pele.

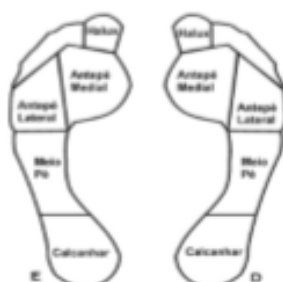
Resultado do Pico de Pressão: 107.2 KPa

Curva do Pico de Pressão:



Description: A curva do pico de pressão dispõe-se usualmente sob a forma de um gráfico cartesiano, onde as pressões máximas (eixo y) são registadas ao longo do período de medição, correspondente ao tempo de carga (eixo x). Os parâmetros temporais também podem ser expressos como uma percentagem de toda a fase de contacto. A partir da análise do gráfico é possível determinar o valor do pico de pressão, correspondente ao máximo da curva, e calcular o impulso/integral de pressão-tempo (PTI).

Avaliação da distribuição da pressão plantar por zonas anatómicas



Área de Contacto Hálux:7 cm²

Área de Contacto do Médio Pé:35 cm²

Área de Contacto do Antepé Lateral:23 cm²

Área de Contacto do Antepé Medial:19 cm²

Área de Contacto do Calcâneo:36 cm²

Pico de Pressão no Hálux:52 kPa

Pico de Pressão no Médio Pé:74 kPa

Pico de Pressão no Antepé Medial:88 kPa

Pico de Pressão no Antepé Lateral:71 kPa

Pico de Pressão no Calcâneo:88 kPa

Integral da Pressão no Hálux:0 kPa.s

Integral da Pressão no Médio Pé:6 kPa.s

Integral da Pressão no Antepé Lateral:9 kPa.s

Integral da Pressão no Antepé Medial:8 kPa.s

Integral da Pressão no Calcâneo:3 kPa.s

Health professional

Name:

Specialty:

Role:

Signature: _____

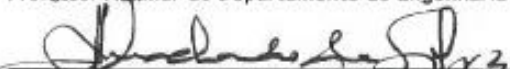
A Dissertação intitulada

“Dispositivo Médico Baseado em Tecidos Inteligentes”

foi aprovada em provas realizadas em 20-10-2017

o júri


Presidente Prof. Doutor Joaquim Gabriel Magalhães Mendes
Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da FEUP - U.Porto


Prof. Doutor José Alberto Peixoto Machado da Silva
Professor Associado do Departamento de Engenharia Eletrotécnica e de Computadores da
FEUP - U. Porto


Prof. Doutor Lino Manuel Baptista Figueiredo
Professor Adjunto do Instituto Superior de Engenharia do Porto do Instituto Politécnico do
Porto

O autor declara que a presente dissertação (ou relatório de projeto) é da sua exclusiva autoria e foi escrita sem qualquer apoio externo não explicitamente autorizado. Os resultados, ideias, parágrafos, ou outros extratos tomados de ou inspirados em trabalhos de outros autores, e demais referências bibliográficas usadas, são corretamente citados.


Autor - Filipa Daniela Amaral da Costa